FATMA SELEN ESENLİK

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2025- ALANYA

T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ORTODONTİK BRAKETLERİN KONVANSİYONEL VE LAZER DESTEKLİ YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİYLE HAZIRLANAN MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERİNE KENDİNDEN PRİMERLİ TEK AŞAMALI SİSTEM İLE BAĞLANMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Fatma Selen ESENLİK

Danışman

Prof. Dr. Mehmet AKIN

2025-ALANYA

T.C

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ORTODONTİK BRAKETLERİN KONVANSİYONEL VE LAZER DESTEKLİ YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİYLE HAZIRLANAN MONOLİTİK ZİRKONYA YÜZEYLERİNE KENDİNDEN PRİMERLİ TEK AŞAMALI SİSTEM İLE BAĞLANMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Fatma Selen ESENLİK

Danışman

Prof. Dr. Mehmet AKIN

2025-ALANYA

ONAY SAYFASI

Arş. Gör. Dt. Fatma Selen ESENLİK tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Ortodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. .../…...../……

İmza

Üye : Prof. Dr. Mehmet AKIN Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Hatice KÖK Selçuk Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi

Bu tez, ……/……./……... tarih ve ……/……. sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan "bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve "intihal içermediğini" beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Fatma Selen ESENLİK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez yazım sürecimde değerli bilgi ve tecrübeleriyle çalışmama katkı sağlayan, desteklerini esirgemeyen ve yol gösteren danışman hocam Prof. Dr. Mehmet Akın ve Dr. Filiz Uslu'ya,

Çalışmamın istatistiksel değerlendirilmesinde yardımcı olan Dr. Çağatay Yılmaz'a, laboratuvar üretim aşamalarında Cdt. Songül Şatıroğlu'na, lazer konusunda desteklerini esirgemeyen Dt. Enise Arzun'a ve materyal konusunda yardımcı olan Ortosistem ailesine,

Eğitim aldığım 4 sene içerisinde bilgilerimizi, tecrübelerimizi hiç çekinmeden paylaştığımız tüm asistan arkadaşlarıma,

Bu zorlu ve çetrefilli yolculukta ışığım olan, hep benimle olmalarını dilediğim eşkıdemlerim Dt. Berke Anıl Dilekçi ve Dt. Nihan Rana Işık'a, biricik dostlarım Dt. Ayşenur Kulaç ve Dt. Ayşenur Üredi'ye,

Verdiği koşulsuz destek ve sevgi ile her zaman yanımda olan annem Nilhan Kılıç'a,

Yapılan doğru seçimlerin insanın hayatını ne kadar değiştirebildiğini gösteren, her anlamda daha iyi bir insan olmamı sağlayan, düşlerimi ve hayatımı paylaşmaktan inanılmaz mutluluk duyduğum canım eşim Dt. Yavuz Selim Esenlik'e,

Sonsuz ve en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bir babanın kızını nasıl büyütmesi, sevmesi, kollaması gerektiğini gösteren, 2 Nisan 2024 tarihinde sonsuzluğa gidip bütün renklerimi de beraberinde götüren canım babam İdris KILIÇ için. Kızın olmaktan gurur duyuyorum. Hep kalbimde, hep benliğimde, hep benimlesin.

ÖZET

Amaç: Glazeli monolitik zirkonya yüzeylerde konvansiyonel ve lazer temelli pürüzlendirme yöntemleri altında Transbond XT ile ek primer uygulanan ve ek primer uygulanmayan kendinden primerli tek aşamalı sistemin (GC Ortho Connect) makaslama bağlanma dayanımlarını (SBS) karşılaştırmak; aynı adeziv stratejilerini mine üzerinde üretici protokolleriyle uygulayarak zirkonya bulgularını karşılaştırmaktır.

Yöntem: Glaze kaplı monolitik zirkonyada altı yüzey protokolü [HF (Hidroflorik asit), HF+silan; kumlama/elmas frez+HF+silan, Er,Cr:YSGG (Erbiyum, Krom: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) lazer+silan; kumlama+lazer+silan] üç farklı adeziv protokolüyle test edilerek 18 grup oluşturuldu; karşılaştırma için mine üzerinde üç kontrol grubu hazırlandı. Braketler üretici talimatlarına göre yapıştırıldı, SBS değerleri evrensel test cihazında ölçüldü. Kırılma modu modifiye ARI skorlaması ile, seçilmiş örnekler SEM ile değerlendirildi. İstatistik için tek yönlü ANOVA/Kruskal–Wallis (α=0,05) kullanıldı.

Bulgular: Yalnız HF ve yalnız lazer + silan en düşük SBS değerlerini verdi. HF + silan, elmas frez + HF + silan ve kumlama + HF + silan protokollerinin anlamlı biçimde daha yüksek değerlere ulaştığı saptandı. GC Ortho Connect'in primersiz kullanımı, özellikle kumlama/elmas frez + HF + silan protokollerinde Transbond XT'ye denk veya daha yüksek ortalamalar sağladı; ek primer, aynı adeziv için tutarlı bir artış göstermedi. Kumlama + lazer + silan grupları orta-yüksek aralıkta yer alırken yalnız lazer + silan her üç adezivde de düşük kaldı. Mine kontrol grupları tüm zirkonya gruplarından yüksekti. ARI, düşük SBS'de adeziv ağırlıklı; yüksek SBS'de karışık kırılma eğilimi gösterdi.

Sonuç: Glazeli monolitik zirkonyada, kimyasal olarak desteklenmiş konvansiyonel protokoller yalnız lazer uygulamasına göre belirgin üstünlük sağlamaktadır. 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içeren GC Ortho Connect'in primersiz kullanımı, uygun yüzey hazırlıklarıyla Transbond XT'ye alternatif bir performans sunmakta; ek primer ilavesi ise ek yarar göstermemektedir. Mekanik ve kimyasal hazırlıkların kombine kullanımı ve MDP temelli kendinden primerli tek aşamalı sistemlerle eşleştirilmesi klinik olarak daha anlamlı bir strateji olarak görünmektedir**.**

Anahtar Kelimeler: *kendinden primerli tek aşamalı sistem,monolitik zirkonya, glaze, sbs*

ABSTRACT

Objective: To compare the shear bond strength (SBS) of Transbond XT and a self-priming one-step adhesive (GC Ortho Connect), used with and without an additional primer, on glazed monolithic zirconia after conventional and laser-based conditioning; and to evaluate zirconia findings in comparison to enamel.

Method: On glaze-coated zirconia, six surface protocols [HF; HF+silane; mechanical pretreatment (sandblasting or diamond bur)+HF+silane; Er,Cr:YSGG laser+silane; sandblasting+laser+silane] were tested with three adhesive strategies (18 groups). Three enamel control groups were prepared. Brackets were bonded per instructions. SBS was measured with a universal testing machine. Failure mode was scored by modified ARI; selected specimens underwent SEM. Statistics: one-way ANOVA or Kruskal–Wallis (α=0.05).

Results: HF alone and laser+silane gave the lowest SBS. HF+silane and mechanical pretreatment followed by HF+silane produced significantly higher values. GC Ortho Connect without an extra primer matched or exceeded Transbond XT, particularly with mechanical pretreatment+HF+silane; adding primer showed no consistent benefit. Sandblasting+laser+silane ranked mid-to-high; laser+silane alone was low across adhesives. Enamel controls exceeded zirconia groups. ARI indicated adhesive-dominant failures at low SBS and mixed failures at higher SBS.

Conclusion: On glazed monolithic zirconia, chemically supported conventional protocols-especially HF+silane and mechanical pretreatment+HF+silane—outperform laser-only approaches. A 10-MDP self-priming one-step adhesive (GC Ortho Connect) without an additional primer is an effective alternative to Transbond XT when paired with appropriate surface preparation; adding a primer confers no extra gain. Combining mechanical and chemical conditioning with MDP-based systems appears clinically preferable.

Keywords: *monolithic zirconia, self-priming one-step adhesive, shear bond strength*

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **i**
ABSTRACT ..... **ii**
İÇİNDEKİLER iii
SİMGELER ve KISALTMALAR vi
TABLOLAR ix
ŞEKİLLER x
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Seramik Restoratif Materyaller 3
2.1.1. Silika Esaslı Cam Seramikler 4
2.1.2. Alümina Esaslı Seramikler 5
2.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler 5
2.1.4. Seramik Restorasyonlarda Yüzey Hazırlığı 7
2.2. Lazer 10
2.2.1. Lazerlerin Sınıflandırılması 11
2.3. Seramiklerde Kimyasal Bağlayıcı Ajanlar 13
2.3.1. Silanlar 13
2.3.2. Fosfat Monomerleri 15
2.4. Ortodontik Bağlanmanın Temelleri 15
2.4.1. Mine Yüzeyi Hazırlığı 15
2.5. Diş Sert Dokularında Adeziv Sistemler 16
2.5.1. Etch-Rinse Adeziv Sistemler 16
2.5.2. Self-Etch Adeziv Sistemler 17
2.5.3. Primer Ajanın Uygulaması 18
2.5.4. Primer Uygulamasının Gerekliliği 18
2.5.5. Kendinden Primerli Tek Aşamalı Ortodontik Adezivler 19
2.6. Bağlanma Dayanımı ve Değerlendirme Yöntemleri 20
2.7. Artık Adeziv İndeksi Skorlaması 21

3. GEREÇ VE YÖNTEM **22**

3.1. Gereçler 23
3.1.1. Porselen Blokların Hazırlığında Kullanılan Gereçler 23
3.1.2. Metal Braketlerin Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler 23
3.1.3. Hazırlanan Monolitik Zirkonya Bloklar ve Dişlerin Yüzey Pürüzlendirmesi İçin Kullanılan Gereçler 24
3.1.4. Termal Döngü 24
3.1.5. Bağlanma Dayanım Testi İçin Kullanılan Evrensel Test Cihazı 24
3.2. Yöntem 25
3.2.1. Örneklerin Hazırlanması ve Deney Gruplarının Oluşturulması 25
3.2.2. Yüzey Değiştirme İşlemleri 29
3.2.3. Adeziv Sistemler ve Hazırlanan Yüzeylere Braketlerin Yapıştırılması 33
3.2.4. Termal Siklus 36
3.2.5. Koparma Testi 36
3.2.6. Kopma Bölgelerinin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi 38
3.2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi 40
3.2.8. İstatistiksel Analiz 40

4. BULGULAR 41
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Testi ile İlgili Bulgular 41
4.1.1. Sabit Yüzey Hazırlığı Koşullarında Adeziv Sistemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının (SBS) Karşılaştırılması 42
4.1.2. Sabit Adeziv Koşullarında Farklı Yüzey Hazırlıklarının Makaslama Bağlanma Dayanımlarının (SBS) Karşılaştırılması 45
4.2. Adeziv Artık İndeksi (ARI) Skorlaması ile İlgili Bulgular 48
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları 51

5. TARTIŞMA 54
5.1. Çalışma Amacının Tartışılması 54
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması 56
5.3. Bulguların Tartışılması 63
5.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Bulgularının Tartışılması 63
5.3.2. Modifiye ARI Skor Bulgularının Tartışılması 70

5.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulgularının Tartışılması 72
5.4. Çalışmanın Sınırlılıkları 73

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 74
KAYNAKLAR 76
EKLER
Ek-1 Etik Kurul Onayı.....107
ÖZGEÇMİŞ

SİMGELER ve KISALTMALAR

<	küçüktür
>	büyüktür
%	yüzde
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
N/mm²	Bağlanma dayanımı birimi
W	Güç (Watt)
Hz	Frekans (Hertz)
Mpa	Megapaskal
Mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
N	Newton
Rpm	Devir/dakika
10-MDP	10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat
3Y-TZP	3 mol% itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Ark.	Arkadaşları
ARI	Artık Adeziv İndeksi
Bis-EMA	Bisfenol A polietilen glikol diether dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A glisidil dimetakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım / Üretim
CO_2 lazer	Karbondioksit lazeri
D	Küçük azı diş mine grubu

EHS	Elmas frez + HF + silan uygulanmış monolitik zirkonya
Er,Cr:YSGG	Erbiyum, Krom: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet lazer
Er:YAG	Erbiyum: İtriyum-Alüminyum-Garnet lazer
FSZ	Tam stabilize zirkonya
GC-NP	GC Ortho Connect – ayrı primer uygulanmadan.
GC-P	GC Ortho Connect – Transbond XT Primer uygulandıktan sonra
He–Ne	Helyum-Neon lazer
H	HF ile pürüzlendirilmiş monolitik zirkonya
HS	HF + silan uygulanmış monolitik zirkonya
H_3PO_4	Ortofosforik asit
HF	Hidroflorik asit
Ho:YAG	Holmiyum:YAG lazer
ISO	International Organization for Standardization
KHS	Kumlama + HF + silan uygulanmış monolitik zirkonya
KLS	Kumlama + lazer + silan uygulanmış monolitik zirkonya
LED	Light-Emitting Diode
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
Li_3PO_4	Lityum ortofosfat
LS	Er,Cr:YSGG lazer + silan uygulanmış monolitik zirkonya
Nd:YAG	Neodimyum:YAG lazer
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
SBS	Makaslama Bağlanma Dayanımı
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO_2	Silika / Silikon dioksit

Si–O–Si	Siloksan köprüsü (silan aracılı bağ)
≡Si–OH	Silanol grubu
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TME	Temporomandibular eklem
TZP	Tetragonal zirkonya polikristali
Vb.	Ve benzeri
Y_2O_3	İtriyum oksit
Zr–O–P	Zirkonya-fosfat etkileşimi (10-MDP ile)
ZrO_2	Zirkonya / Zirkonyum dioksit
XT	Transbond XT

TABLOLAR

Tablo 3.1. Monolitik zirkonya ve çekilmiş küçük azı diş deney gruplarının dağılımı. (HF: Hidroflorik asit, Er,Cr:YSGG Lazer: Erbium, krom: itriyum, skandiyum, galyum, garnet lazer).....28
Tablo 4.1. Hidroflorik asit ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 42
Tablo 4.2. Hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.....42
Tablo 4.3. Kumlama, hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 42
Tablo 4.4. Elmas frez, hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 43
Tablo 4.5. Lazer ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 43
Tablo 4.6. Kumlama, lazer ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.....43
Tablo 4.7. Küçük azı diş gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 44
Tablo 4.8. Transbond XT'nin pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.....45
Tablo 4.9. Primer uygulanmayan GC Ortho Connect'in pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 45
Tablo 4.10. Primer uygulanan GC Ortho Connect'in pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması. 46
Tablo 4.11. Gruplara göre ARI (1–2/3/4–5) yüzdeleri detaylı dağılımı 49
Tablo 4.12. Gruplara göre ARI (1–2/3/4–5) yüzdeleri ve baskın kopma tipi. ARI 1–2: braket–adeziv arayüzünde adeziv kırık; ARI 3: miks kırık; ARI 4–5: seramik/diş–adeziv arayüzünde adeziv kırık. İncelenen örneklerde substrat içinde koheziv kırık saptanmamıştır.....50

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Mekanik yöntem ile pürüzlendirme. A. Al2O3 partiküllerinin yüzeye püskürtülmesi B. Yüzeyde mikroretantif pürüzlülüğün oluşturulması C. Al2O3'in yüzeyden uzaklaşması 9
Şekil 3.1. CAD/CAM teknolojisi ile kazıma işlemi ve monolitik zirkonya blokların hazırlanması 26
Şekil 3.2. Sinterleme fırını ve glaze işleminin uygulanması 26
Şekil 3.3. Glaze işlemi sonrası monolitik zirkonya bloklar 27
Şekil 3.4. Soğuk akrilik ile taşıyıcı kalıplara yerleştirilmiş monolitik zirkonya ve çekilmiş üst birinci küçük azı dişi örnek 27
Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan hidroflorik asit ve monolitik zirkonya bloklara uygulanması 30
Şekil 3.6. Kumlama uygulaması 30
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG Lazer 31
Şekil 3.8. Er,Cr:YSGG lazer uygulaması 32
Şekil 3.9. Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) 33
Şekil 3.10. Transbond XT Adeziv (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) 34
Şekil 3.11. GC Ortho Connect Kompozit (GC Orthodontics, Japonya) 34
Şekil 3.12. Monolitik zirkonya bloklara braketlerin yerleştirilmesi ve yapıştırılması 36
Şekil 3.13. Braketlerin yapıştırılmasında uygulanan kuvvetin büyüklüğünü ve yönünü standardize etmek amacıyla 300 gramlık kuvvet uygulayan kuvvet ölçer 36
Şekil 3.14. Evrensel test cihazı 37
Şekil 3.15. Örneklerin evrensel test cihazına yerleştirilmesi 37
Şekil 3.16. Çalışmada kullanılan ışık mikroskobu 38
Şekil 3.17. ARI skor örnek görüntüleri (×20) 39
Şekil 4.1. Diş kırığı 41
Şekil 4.2. Grupların makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi- ortalama ± SS 47
Şekil 4.3. Tüm gruplardaki örneklerin ARI skoru bulgularının dağılımı 48
Şekil 4.4. Monolitik zirkonyanın farklı yüzey işlemleri sonrası SEM görüntüleri. 52

1. GİRİŞ

Estetik beklentilerin artmasıyla erişkin ortodonti hasta oranı son yıllarda belirgin biçimde yükselmiş, bazı raporlarda yeni olguların üçte birinden fazlasını oluşturduğu bildirilmektedir.[1] Erişkin hasta popülasyonunda seramik kuron ve köprülerin kullanım sıklığı, eski amalgam veya kompozit dolgulara ek olarak, estetik ve dayanıklılık talepleriyle birlikte belirgin şekilde artmıştır.[2,3] Özellikle CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim) ile üretilen monolitik zirkonya ve lityum disilikat sistemler; yüksek bükülme dayanımı, kırılma tokluğu ve klinik performansları nedeniyle yaygınlaşmıştır.[4,5] Seramiklerin sınıflandırılması bakımından, güncel derlemeler klinikte üç ana grubu ayırt eder: silika esaslı cam-seramikler, oksit esaslı seramikler (alümina, zirkonya) ve hibrit/cam-infiltre sistemler; bu ayrım, bağlanma stratejisinin seçiminde kritiktir.[2,6]

Güncel protetik eğilimler içinde zirkonya esaslı restorasyonların giderek artan biçimde yaygınlaştığı; yüksek kırılma dayanımı, biyouyumluluk ve giderek iyileşen estetik nitelikleri nedeniyle tercih edildiği bildirilmektedir.[1,7] Zirkonya kullanımındaki bu artış, ortodontik tedavi sırasında zirkonya yüzeylerine güvenilir braket bağlanması ihtiyacını daha görünür kılmıştır.

Seramiklere adeziv yaklaşım materyal bileşimine göre değişmektedir. Silika içeren cam-seramiklerde hidroflorik asitle selektif pürüzlendirme ve ardından silan uygulaması, rezinle kimyasal-mikromekanik bağlantı kurmada standart protokol olarak öne çıkmaktadır.[8,9] Buna karşılık, silika fazı içermeyen polikristalin zirkonyada kalıcı bağ için yüzey pürüzlendirme ön işlemleri ve 10-MDP (metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat) içeren primer/evrensel adezivlerle fosfat temelli kimyasal etkileşim önerilir.[10] Zirkonyaya uzun ömürlü adezyon hâlâ araştırma konusudur ve rehber niteliğindeki güncel derlemeler protokollerin bu çerçevede seçilmesini tavsiye etmektedir.[10]

Ortodontide klinik iş akışını sadeleştirmeyi amaçlayan kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistemler, konvansiyonel çok aşamalı protokollere alternatif olarak sunulmuştur. Kendinden primerli tek aşamalı ortodontik adeziv sistemler, primer ve adezivi tek şişede birleştirerek mine veya restoratif yüzeyde ayrı bir primer uygulamasını ortadan kaldırmayı

ve bağlanma adımlarını sadeleştirmeyi amaçlayan materyallerdir; bu sayede işlem süresi kısalır ve tükürük/nem kaynaklı kontaminasyona duyarlılık azalır.[11] Klinik ve laboratuvar çalışmalarında bu sistemlerin (ör. GC Ortho Connect) makaslama bağlanma dayanımı (SBS) ve kırılma paterni (ARI) açısından geleneksel çok aşamalı protokollerle karşılaştırılabilir hatta bazı koşullarda üstün performans gösterebildiği bildirilmiştir.[12–14]

Bu bağlamda çalışmamız; glazeli monolitik zirkonya yüzeylerinde altı farklı yüzey hazırlığının (Hidroflorik asit (HF); HF + silan; kumlama + HF + silan; elmas frez + HF + silan; Er,Cr:YSGG lazer (Erbiyum, Krom: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) + silan; kumlama + Er,Cr:YSGG lazer + silan) ve üç adeziv sisteminin (Transbond XT primer + Transbond XT adeziv; ek primer uygulanmayan GC Ortho Connect; ek olarak Transbond XT primer uygulanan GC Ortho Connect) braket bağlanmasına etkisini, diş mine kontrol gruplarıyla birlikte, standardize makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi, ARI (Artık Adeziv İndeksi) skorlaması ve SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) gözlemleriyle kıyaslamayı amaçlamaktadır. Çalışmanın özgün yönü, glazeli monolitik zirkonyada lazer ve geleneksel mekanik/kimyasal ön-işlemleri aynı deney düzeneği içinde, kendinden primerli sistemin “primer eklenmeden” ve “primer eklenerek” kullanım senaryolarıyla birlikte sistematik biçimde karşılaştırması ve bu değerlendirmeyi SEM yüzey morfolojisi ile desteklemesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi; uygulanan yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv stratejilerinin monolitik zirkonya üzerinde ölçülen makaslama bağlanma dayanımını etkilemediği, zirkonya ve mine örneklerinin aynı adeziv altında benzer SBS değerleri gösterdiği ve ARI skor dağılımlarının gruplar arasında farklılık göstermediğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik Restoratif Materyaller

Güncel klinik uygulamalarda seramik ve metal-seramik restorasyonlar; estetik gereksinimleri karşılamak ve defektli veya eksik dişlerin onarımını sağlamak için rutin olarak tercih edilen seçeneklerdir. Özellikle seramik kuron ve köprü restorasyona sahip yetişkin hastalarda ortodontik braket ve retainer tellerin uygulanma olasılığı artmıştır.[15]

Seramik, metal içermeyen inorganik bir malzeme grubudur; minerallerin yüksek ısıda pişirilmesi ile elde edilen yapay katı yapılardan oluşur. Terimin kökeni Yunanca *keramos* sözcüğüne dayanır ve literatürde "ateşte pişirilmiş nesneler" anlamıyla karşılık bulur.[16]

Diş hekimliğinde yaygın kullanılan sınıf, silika (SiO_2) temelli cam-seramiklerdir. Cam faz üzerinde kristal alanlar içeren bu materyaller; translüsensi için feldspat, dolduruculuk için kuvars, işlenebilirlik için kaolin ile çeşitli ara oksitler, renk pigmentleri ve opaklaştırıcı katkılar içerir.[17]

Restoratif materyaller olarak, dental seramikler çoğunlukla ağız boşluğundaki fonksiyonel kuvvetlere dayanamama gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle, başlangıçta küçük ve büyük azı diş bölgelerinde sınırlı uygulama alanı bulmuşlardır; fakat bu materyallerdeki gelişmeler, bunların posterior sabit kısmi protez restorasyonları ve dental implantlar üzerinde yapılar olarak kullanılmasını sağlamış ve kullanım ömrünü uzatmıştır.[18] Geleneksel porselenin mekanik zayıflıklarını telafi etmek amacıyla 1960'lardan itibaren seramiğin metal bir altyapı üzerine fırınlandığı metal-seramik sistemler yaygınlaşmıştır; metal-seramik arayüz bağlantısındaki iyileştirmeler de bu yaygınlığa katkıda bulunmuştur.[19,20]

1962'de Weinstein ve *ark.*, metal altyapı ile birlikte kullanılan seramikleri sistematik biçimde incelemiş ve metal ile uyumlu özellikler sergileyen lösit içerikli porseleni literatüre kazandırmıştır.[21] Lösit porselen ifadesi, metal iskeletle güvenilir bağ kurulabilen bu seramikleri tanımlamak için benimsenmiştir.[22] Metal destekli sistemler mekanik açıdan elverişli olsa da, estetik performans her zaman doğal diş dokusunu taklit etmeyebilir. Metal altyapı; porselenin ışık geçirgenliğini azaltabilir, ayrıca metal iyonlarına bağlı renklenmeler oluşturabilir ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonlar

gözlenebilir. Bu kısıtlılıklar ve metal altyapının üretiminden doğan malzeme-işçilik maliyetleri, metal gerektirmeyen; ancak metal-seramiklerle karşılaştırılabilir yüksek dayanım ve uyum hassasiyeti sunan tam seramik sistemlerin geliştirilmesini teşvik etmiştir.[16]

Diş hekimliğinde kullanılan seramik restoratif materyaller için literatürde çok sayıda sınıflandırma yaklaşımı yer alır; bunlar üretim yöntemi, mikro yapı veya fonksiyonel özelliklere göre değişebilir.[17] Güncel çalışmalar, sınıflandırmayı içerik ve bileşen özellikleri temelinde yapmayı önermektedir.[23] Bu yaklaşıma göre seramik restoratif materyaller; silika esaslı cam seramikler ile polikristalin yapılı alumina ve zirkonya esaslı seramikler başlıkları altında toplanabilir.[20,23]

2.1.1. Silika Esaslı Cam Seramikler

Silika temelli cam seramikler, estetik beklentilerin yüksek olduğu olgularda en sık başvurulan seramik sınıflarından biridir. Lösit kristali içeren bu seramikler grup literatürde "feldspatik seramik" olarak adlandırılır. Yapıya katılan lösit kristalleri ($KAlSi_2O_6$), porselenin ısıl genleşme katsayısını yükselterek metal altyapıyla uyumu kolaylaştırır ve kırılma direncine katkıda bulunur.[16,24]

Bu seramikler presleme, cam infiltrasyonu, sinterleme veya döküm gibi farklı tekniklerle üretilebilir. Eritme esaslı döküm yöntemlerinde bazen porozite veya homojenlik kaybı görülebilir. Bu sorunu azaltmak amacıyla, ısı ve basınç altında şekillendirilen preslenebilir cam-seramikler geliştirilmiştir. Bu gruba ait en bilinen ticari örneklerden biri IPS Empress sistemidir. Presleme sonrasında lösit kristalleri cam matrisi çevreleyerek çekme kuvvetlerine karşı direnci artırır; ancak kristal oranı çok yükseldiğinde translüsensi azalmaya başlayabilir.[25]

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent), 1998 yılında tanıtılmıştır. Bu sistemde, taşıyıcı yapıyı güçlendirmek amacıyla seramiğe lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) kristalleri eklenmiştir. Materyal, kayıp mum ve ısı-basınç tekniğiyle preslenebilir ya da CAD-CAM yöntemiyle üretilebilir; lityum disilikat kristalleri son mikroyapıda hacmin yaklaşık %65–70'ini oluşturur. İkinci kristalizasyon aşamasında, kontrollü çekirdeklenme-büyüme süreçleriyle matriste lityum ortofosfat (Li_3PO_4) ve lityum disilikat kristal çekirdekleri oluşur. Ortaya çıkan örgülü kristal mikroyapı, cam fazının azalmasına bağlı olarak eğilme dayanımını

belirgin biçimde artırır; çatlakların ilerlemesini güçleştirerek mikro çatlak duyarlılığını düşürür. Cam oranının düşük olması, yapının kırılmaya karşı direncini yükseltir. Sistem, 2005 yılında geliştirilmiş sürümüyle IPS e.max adını almıştır. Klinik uygulamada anterior bölge restorasyonları, inley/onley ve lamine veneer endikasyonlarında yaygın tercih edilmektedir.[26–29]

2.1.2. Alümina Esaslı Seramikler

Yüksek-alümina porselenler, geleneksel feldspatik porselene yaklaşık %40–50 oranında Al_2O_3 kristali eklenerek geliştirilmiş sistemlerdir.[30] Alümina temelli polikristalin seramiklerde iskeleti doğrudan Al_2O_3 kristalleri oluşturur; belirgin bir cam fazı bulunmaz ve cam infiltrasyonu varsa da esasen mikrogözenekleri doldurmaya yöneliktir. Bu grup, 1990'lı yıllarda CAD/CAM uygulamalarının yaygınlaşmasıyla klinikte daha görünür hâle gelmiştir.[31,32] Alümina, diş hekimliğinde kullanılan seramikler arasında yüksek elastik modül (300 GPa) ve yüksek sertlik (Vickers 17–20 GPa) değerleriyle öne çıkar; ancak bu yüksek rijitlik, malzemenin kütlesel kırılmalara karşı tokluğunu sınırlayabilir.[31,32]

Geleneksel porselenlere kıyasla dayanımları yüksek olmakla birlikte opak görünümleri nedeniyle ön bölge estetiğinde tercihleri kısıtlı kalmıştır.[30] Ayrıca kütlesel kırıkları azaltma hedefi ve stabilize zirkonya gibi mekanik açıdan daha üstün yeni materyallerin tanıtılmasıyla, alümina sistemlerinin kullanım sıklığı önemli ölçüde azalmıştır. [30]

Bu sınıfa örnek olarak Procera AllCeram (Nobel Biocare) ve In-Ceram AL (VITA Zahnfabrik) verilebilir.[31] In-Ceram Alümina sistemi (1989), gözenekli alüminyum oksit iskeletin düşük viskoziteli camla infiltrasyonu ve/veya ısı-basınç altında şekillendirme yaklaşımına dayanır; bu sistem, iki-üç üyeli ön bölge sabit parsiyel protezlerin üretimi için tanıtılan ilk restoratif seçenekler arasındadır.[33–35]

2.1.3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir seramiktir; oda sıcaklığında monoklinik, yaklaşık 1170 °C'nin üzerinde tetragonal ve 2370 °C'nin üzerinde kübik fazda bulunur; erime noktasına (≈2680 °C) kadar kübik faz kararlıdır. Isıtma sırasında monoklinikten tetragonale geçerken hacim azalır; soğumada tetragonalden monokliniğe dönüşte yaklaşık %3–5'lik hacim artışı oluşur.[36] Bu farktan dolayı saf zirkonya içerisinde mikro çatlaklar oluşur ve bu hacim artışı kontrol altına alınamazsa ileri derecede kırıklar meydana gelebilir. Bu ısıl

işlemler esnasında oluşan kontrol edilemeyen faz değişimlerini engellemek, mekanik özellikleri geliştirmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil şekilde tutabilmek amacıyla saf zirkonya içerisine itriyum, seryum, kalsiyum ve magnezyum gibi element oksitleri eklenir. Bu sayede yarı stabil tetragonal fazda tutularak, monoklinik faza geçmek için içerisinde enerji barındırması sağlanır.[37,38]

Zirkonyum doğada çoğunlukla zirkon ($ZrSiO_4$) ve daha nadiren baddeleyit (doğal ZrO_2) mineralleri olarak bulunur; ancak diş hekimliğinde restoratif amaçla kullanılan malzeme stabilize zirkonya (ZrO_2)'dır.[37,38]

Zirkonya, yüksek kırılma dayanımına sahip olması, yüksek doku uyumu ve ışık geçirgenliğinin diş dokusuna yakın olmasıyla diş hekimliği kullanımında geniş yer bulmuştur. Çiğneme kuvvetlerine karşı yüksek dayanıklılık gerektiren posterior bölgelerde bir ya da birden fazla üyeli kuron-köprü restorasyonlarında, klinik kuron boyu kısa olan dişlerde yaygın kullanım alanına sahiptir.[39,40]

Zirkonyanın tam stabilize zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) şeklinde üç formu bulunur. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya TZP formundadır ve TZP'ler itriyum ile stabilize hale getirilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir. Saf zirkonyumun, %3 mol itriyum oksit (Y_2O_3) ile stabilize edilmesiyle meydana gelen itriyum tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP), dayanıklılıkları, yüksek bükülme ve kırılma dayanımı, yeterli stabilite gibi avantajlı mekanik özellikleri sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.[37,41] Y-TZP frezelenme ve sinterlemeden sonra yüksek mukavemete ulaşır.[42]

Zirkonya, diş hekimliği kliniğinde başta estetik özellikleri daha iyi olan seramiklere protetik altyapı malzemesi olarak kullanım bulmuştur. Fakat zirkonya alt yapı ile üst yapıdaki veneer porselenler arasında ısısal genleşme farkı bulunmaktadır. Bu ısısal genleşme farkı ile chipping riski ortaya çıkmaktadır.[43] Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda görülebilen bu olumsuzlukların ardından monolitik (tek tabakalı) zirkonya restorasyonlar gündeme gelmiştir. Günümüzde estetik özellikler artırılarak dentinden mineye renk geçişini taklit eden polikromatik olarak Y-TZP'den üretilen CAD/CAM blokları ve diskleri geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyanın, yüksek dayanım**,** artırılmış translüsensi ve laboratuvar sorunlarının ortadan kalkması gibi birçok avantajı

vardır. Monolitik zirkonyanın karşıt dişte oluşturduğu aşınma, yüzey polisajı ve kristal içeriğine bağlı olarak literatürde çelişkili sonuçlar göstermektedir; dikkatli yorumlanmalıdır.[5,43] NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare), Lava/Lava Plus (3M ESPE), In-Ceram YZ (Vita), Zirkon (DCS), Katana Zirconia ML (Kuraray), Cercon HT (Dentsply), Prettau Zirconia (Zirkonzahn) stabilize zirkonya seramiklerine örnek olarak verilebilir.[2,6]

2.1.4. Seramik Restorasyonlarda Yüzey Hazırlığı

Protetik restorasyonlar, yüksek kırılma direnci ve iyi marjinal uyumları sayesinde direkt kompozit restorasyonlara göre belirgin üstünlük gösterir. Renk stabilitelerinin uzun süre korunması, aşınmaya karşı dayanıklı olmaları ve sıvı emilimine karşı dirençleri bu materyalleri klinik açıdan avantajlı kılar. Bununla birlikte, intraoral tamir işlemlerinin zorluğu, yeniden cilalanmalarının güçlüğü ve maliyetlerinin yüksek olması başlıca dezavantajlar arasındadır.[44–47] Bu materyallerin yüzey yapısı, ortodontik braketlerin doğrudan yapıştırılması için yeterli retansiyon sağlamaz. Seramik yüzeylerde bulunan ve "glaze" olarak adlandırılan ince, parlak, cam yapılı tabaka, mikromekanik bağlanmayı engellediğinden işlem öncesi kontrollü bir şekilde pürüzlendirilmelidir.[47,48,49]

Hidroflorik asit

Hidroflorik asit (HF), seramik sistemlerin iç yüzeylerini pürüzlendirerek mikromekanik tutuculuğu artırmak; restorasyon tamiri ve braket yapıştırma gibi işlemlerde yüzey hazırlığı sağlamak için kullanılır. Genel aralık %5–10 olup klinikte en yaygın jel formu %9,6'dır. Uygulama süresi ve protokol, seramik türüne göre değiştiğinden üretici talimatına uyulmalıdır. Hidroflorik asit, cam ağındaki Si–O–Si bağlarını çözer; reaksiyon ürünleri arasında sulu ortamda hekzaflorosilik asit (H_2SiF_6) ve uçucu silikon tetraflorür (SiF_4) bulunur. Çözünme sonrası yüzeyde silanol (≡Si–OH) grupları artar; bu, silan bağlayıcılarla kimyasal köprü kurmayı kolaylaştırır.[50]

Cam matris üzerinde selektif çözünme gerçekleştirerek yüzeyin morfolojisinde değişime neden olur.[51–53] Cam-silika matriks yapısının çözünmesiyle seramik restorasyon yüzeyinde kristalin bölgeler oluşur; bu değişim, mikromekanik tutuculuğu destekleyen alanların ortaya çıkmasını sağlar. Aynı zamanda, yüzey alanının artışı ve ıslanabilirliğin iyileşmesi sonucunda yüzey enerjisinde bir yükselme meydana gelir ve böylece bağlantı

kuvveti güçlenir. Hidroflorik asit (HF) ile silan uygulamasının kombinasyonu, seramik yüzeyi ile rezin bazlı materyaller arasındaki adezyonun anlamlı derecede artmasına katkı sağlar. Bu protokol, seramik-rezin bağının kuvvetlendirilmesinde en etkin ve yaygın olarak benimsenen yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir.[54,55]

Porselen materyaller genel olarak benzer kimyasal bileşimlere sahip olsalar da; kristal yapılarındaki farklılıklar, içeriklerindeki bileşenler, partikül boyutları ve üretim teknikleri nedeniyle asitlere verdikleri tepkiler değişkenlik göstermektedir. Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler silika fazı içermediği için HF ile pürüzlendirilmeye uygun değildir; alternatif protokoller gerekir.[49,56]

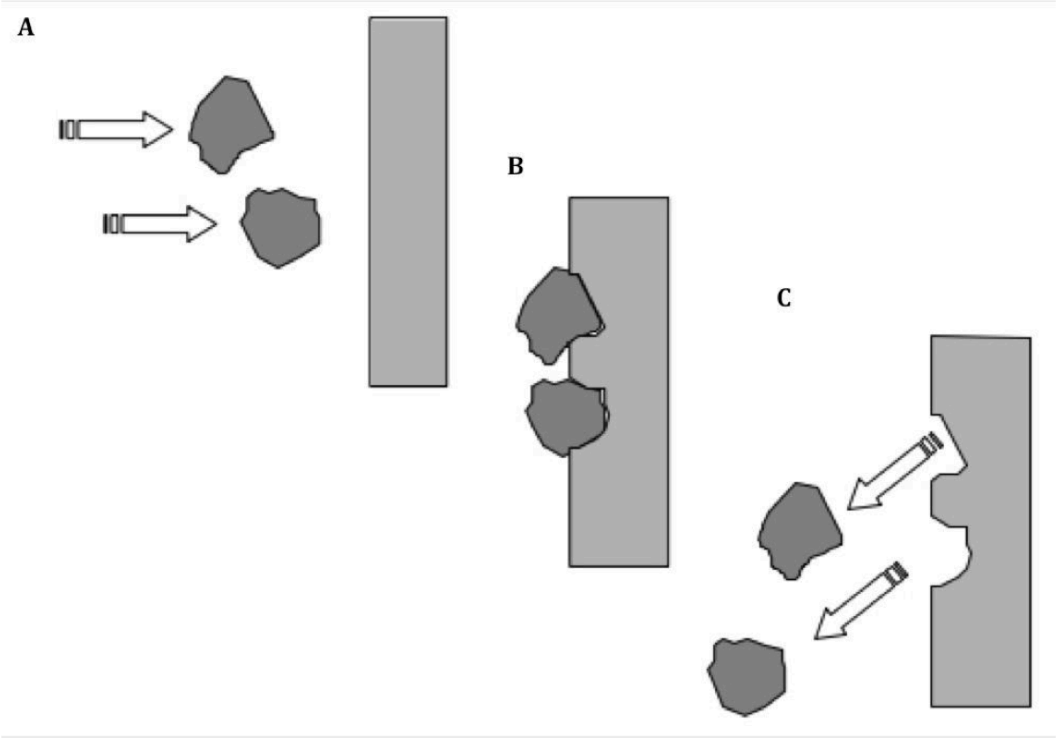
Hidroflorik asit, ciddi derecede sitotoksik ve yumuşak dokular üzerinde yakıcı etkiye sahip olduğu için uygulama öncesinde çevre dokuların dikkatlice izole edilmesi büyük önem taşır. Özellikle asidin uygulanmasını takiben yapılan yıkama ve kurutma işlemleri sırasında, ağız içi mukozal dokularla temastan kaçınılmalıdır.[49,57]

Kumlama

Kumlama (hava abrazyon) tekniği, ilk olarak 1940'lı yıllarda Robert Black tarafından tanımlanmış ve 1951 yılında klinik uygulamalara girmiştir. Erken dönemde ince partikül inhalasyonu riski yöntemin yaygın kullanımını sınırlamıştır.[58] Günümüzde ise bu tür olası sağlık risklerinin önüne geçebilmek amacıyla, klinik ortamda maske, koruyucu gözlük, yüz siperliği, rubber-dam izolasyonu ve yüksek vakumlu aspirasyon sistemleri gibi etkin koruyucu önlemler alınarak güvenli kullanım sağlanabilmektedir. Bu çerçevede, özellikle ortodontik uygulamalarda, kumlama yöntemi en sık tercih edilen adeziv temizleme ve yeniden bağlama prosedürlerinden biri haline gelmiştir.[59]

30 μm-250 μm arasında değişen farklı boyutlarda alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülü içeren kumlar, intraoral veya ekstraoral kumlama sistemleri aracılığıyla, yüzeyden yaklaşık 2-10 mm uzaklıkta ve kontrollü basınç seviyelerinde uygulanarak seramik yüzey pürüzlendirmesi sağlar.[60] Bu teknik bir mikromekanik yüzey modifikasyonudur. Genellikle 1–4 bar aralığında basınçlar kullanılır; klinikte 2,5–3,0 bar yaygın tercihtir. İşlem sonrası partikül kalıntıları yağsız hava/su spreyi ve gerekirse ultrasonik temizleme ile uzaklaştırılmalı; yüzey tükürük/yağ kontaminasyonundan korunmalıdır.[61–63]

Alternatif olarak tribokimyasal silika kaplama (silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partikülleri) uygulanabilir. Bu teknik, sadece mekanik tutuculuğun sağlandığı geleneksel Al_2O_3 kumlamasının aksine, yüzeye silika fazı gömülmesini sağlayarak silan ajanları ile kimyasal bağlanmayı da mümkün kılar ve adezyon kuvvetini artırır.[62,63]



Şekil 2.1. Mekanik yöntem ile pürüzlendirme. A. Al2O3 partiküllerinin yüzeye püskürtülmesi B. Yüzeyde mikroretantif pürüzlülüğün oluşturulması C. Al2O3'in yüzeyden uzaklaşması[64]

Elmas Frez ile Yüzey Pürüzlendirme

Frezle yüzey pürüzlendirme tekniğinde çoğunlukla elmas uçlu frezler tercih edilmektedir. Elmas uçlu frezlerle yapılan pürüzlendirme, glaze tabakasını kaldırmak ve tutucu morfoloji oluşturmak amacıyla kullanılabilir. Ancak, uygulama sonrası oluşan yüzey morfolojisi genellikle keskin ve düzensiz çıkıntılar içermektedir. Literatürde, bu düzensizliklerin seramik yapı üzerinde lokal gerilim birikimlerine neden olabileceği, bunun da zamanla restorasyonlarda mikroskopik çatlakların gelişmesine yol açabileceği belirtilmiştir. Bu nedenle frez sonrası yüzey; ince kumlama ve/veya uygun kimyasal işlem ile standardize edilmeli, bitirme–polisaj basamakları uygulanmalıdır.[65]

Lazer ile Yüzey Pürüzlendirme

Lazerler; dalga boyu, atım süresi ve enerji yoğunluğu gibi ayarlanabilir parametreleri sayesinde mikromekanik tutuculuğu artırabilen bir yüzey modifikasyonudur. Silika esaslı cam seramiklerde lazer + silan veya lazer + HF + silan kombinasyonlarıyla yüksek bağ değerleri bildirilmiştir.[66,67] Etkinlik cihaz ve parametreye bağımlıdır: suyu yüksek soğurumu nedeniyle Er:YAG/Er,Cr:YSGG'de baskın mekanizma mikropatlama/ablasyondur; CO_2 veya Nd:YAG'da ise lokal erime–yeniden katılaşma görülebilir ve parametreler uygun seçilmezse ıslanabilirlik azalabilir. Bu bağımlılık, literatürdeki heterojen sonuçları açıklar.[66,68]

Zirkonya için tek başına lazer çoğu zaman yeterli değildir; tribokimyasal silika kaplama ve/veya 10-MDP'li primerlerle birleştirilmelidir. Uygunsuz enerji yoğunlukları mikroyapısal kusur ve faz dönüşümü riski taşır.[69–71]

Ortodontide ve onarımlarda lazer, HF'ye alternatif veya tamamlayıcı bir seçenek olarak rapor edilmiştir; uygun yüzey işlemleri ve adezivlerle birlikte kullanıldığında klinik açıdan kabul edilebilir SBS değerleri ve elverişli ARI skorları bildirilmektedir.[72]

2.2. Lazer

Lazer terimi, İngilizce 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' ifadesinin baş harflerinden türetilmiş olup, "uyarılmış ışıma ile ışığın yükseltilmesi" anlamına gelir. Lazer teknolojisinin teorik temelleri ilk kez 1916 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılmış, bu fikir daha sonra 1928'de Rudolph W. Ladenburg tarafından deneysel olarak doğrulanmıştır.[73,74] Lazerin pratik kullanımı ise 1960 yılında Theodore Harold Maiman'ın ilk çalışan lazeri geliştirmesiyle başlamıştır.[75] Kısa süre içinde He–Ne, diyot ve CO_2 lazerlerin geliştirilmesi, modern tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan lazer teknolojilerinin temelini oluşturmuştur. [74]

1990'lı yıllardan itibaren lazerlerin diş hekimliğindeki kullanım alanları hızla genişlemiştir. Özellikle çürük önleme, diş beyazlatma, kavite hazırlığı, dentin hassasiyetinin azaltılması ve biyomodülasyon gibi çok sayıda endikasyonda etkili oldukları gösterilmiştir. Lazerler, ayrıca yumuşak doku uygulamalarında; yara iyileşmesinin hızlandırılması, kısmen sürmüş veya gömük dişlerin üzerini örten

hiperplastik dokunun uzaklaştırılması, fotodinamik tedavi ve herpes simpleks lezyonlarında fotobiyomodülasyon gibi alanlarda da etkin şekilde kullanılmaktadır. Bu teknolojik gelişmeler, lazerlerin diş hekimliği tedavilerinde hem hasta konforunu hem de klinik etkinliği artırmasını mümkün kılmıştır.[75]

2.2.1. Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler dalga boyuna, aktif ortamına ve uygulama biçimine göre sınıflandırılır. Dalga boyuna göre morötesi (100–400 nm), görünür (400–700 nm) ve kızılötesi (≥700 nm) olarak ayrılır; aktif ortamına göre katı, gaz, sıvı ve yarı iletken; uygulamasına göre kontakt ve kontaktsız sistemler olarak gruplandırılır.[76]

Argon Lazer

Argon lazerler, diş hekimliğinde kullanılan ilk lazer sistemleri arasında yer alır. Klinik uygulamalarda genellikle 488 nm ve 514 nm dalga boyları tercih edilir. Bu lazerin iki farklı spektral çıkışı vardır: 488 nm'de mavi, 514 nm'de ise mavi-yeşil renkte ışık yayar. Mavi ışık yayan 488 nm argon lazer, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda etkin biçimde kullanılmaktadır. Diğer yandan, 514 nm dalga boyundaki lazer ışını ise kanama kontrolü sağlamak açısından etkilidir; çünkü bu dalga boyu hemoglobin, melanin ve hemosiderin gibi pigmente dokular tarafından yüksek oranda absorbe edilir.[77–81]

Neodimyum: İtriyum-alüminyum-garnet (Nd:YAG) Lazer

1064 nm dalga boyuna sahip olan Nd:YAG lazer, elektromanyetik spektrumun kızılötesi bölgesinde yer alır. İyonize edici özellik taşımadığından dokularda mutajenik veya karsinojenik etkilere neden olmaz.[82,83] Nd:YAG lazerin aktif ortamı, YAG kristaline neodimyum (Nd^{3+}) iyonlarının entegre edilmesiyle oluşturulur. Nd^{3+} iyonları, 1064 nm dalga boyunda lazer ışını üretimini sağlar.[84] Günümüzde yaygın kullanılan bu lazer türü, hem sert hem de yumuşak doku uygulamalarında kullanılabilmektedir. Özellikle melanin içeren dokularda yüksek absorpsiyon göstermesi, onu diş hekimliği ve cerrahi alanlarında tercih edilen bir seçenek hâline getirmiştir. [84–86]

Holmiyum: İtriyum-alüminyum-garnet (Ho:YAG) Lazer

Ho:YAG lazer, 2100 nm dalga boyuna sahip kristal temelli bir lazer sistemidir. Dalga boyu ve doku soğurma özellikleri bakımından, Nd:YAG ile CO_2 lazerlerin arasında bir konuma sahiptir. Klinik olarak özellikle temporomandibular eklem (TME) cerrahisinde ve artroskopik işlemlerde etkili sonuçlar verdiği bildirilmiştir.[84,85,87,88] Bunun yanı sıra, yumuşak doku kesileri, periodontal tedaviler, dentin hassasiyetinin azaltılması, kavite dezenfeksiyonu ve kemik ile kıkırdak şekillendirme gibi pek çok alanda da kullanılmaktadır. Su ve hidroksiapatit tarafından yüksek oranda absorbe edilebilmesi, bu lazeri hem sert hem de yumuşak doku uygulamalarında çok yönlü bir seçenek haline getirmiştir. [79,84,89,90]

Erbiyum: İtriyum-alüminyum-garnet (Er:YAG) Lazer

Er:YAG lazer 2940 nm dalga boyundadır; su ve hidroksiapatitte yüksek soğurma gösterdiği için diş sert dokularının hazırlanmasında etkilidir. Uygulama esnasında oluşabilecek ısı artışını önlemek amacıyla genellikle su ile soğutma sistemi kullanılır.[79,91,92] Er:YAG'da ablasyon; suyun çok kısa sürede buharlaşmasına bağlı termo-mekanik "mikropatlama" ve fototermal etkilerin birlikteliğiyle gerçekleşir.[93] Çürük temizliği, kavite preparasyonu, yumuşak ve sert doku cerrahisi ve mine-dentin yüzey pürüzlendirmesi için uygundur.[79,92,93] Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanıldığında, asitle yapılan pürüzlendirmeye benzer yüzey morfolojileri oluşturabildiği gösterilmiştir.[93] Ayrıca, porselen ve zirkonyum gibi seramik restoratif materyallerin yüzey hazırlığında da başarılı sonuçlar verdiği bildirilen Er:YAG lazerle ilgili araştırmalar halen sürmektedir.[94–96]

Erbiyum, Krom: İtriyum-skandiyum-galyum-garnet (Er,Cr:YSGG) Lazer

2,78 µm dalga boyunda çalışmakta olup hem su hem de hidroksiapatit tarafından yüksek oranda soğurulur. Bu özelliği sayesinde mine ve dentin dokularında etkili bir şekilde kullanılabilmektedir. Etki mekanizması, 'hidrokinetik sistem' aracılığıyla gerçekleşen kavitasyon oluşumuna dayanır. Etki mekanizması; suyun lazer ışığını güçlü biçimde soğurmasıyla çok kısa sürede ısınması, bunun sonucunda ortaya çıkan termomekanik "mikropatlamalar" ve su spreyi ile taşınan parçacıkların dokuya momentum transferi ile açıklanır.[97,98]

Mine dokusuna uygulandığında sınırlı düzeyde yüzey pürüzlendirmesi oluşturduğu bildirilmektedir. Bu nedenle, etkin bir adeziv yüzey elde edilebilmesi için lazer uygulamasını takiben fosforik asitle ek pürüzlendirme önerilmektedir.[92,97]

Karbondioksit (CO_2) Lazer

Karbondioksit (CO_2) lazer, 10.600 nm dalga boyuyla kızılötesi spektrumun sonunda yer alan bir gaz lazeridir ve çoğunlukla yumuşak doku işlemlerinde kullanılır. Başlıca yumuşak dokuda yüzeysel buharlaşma ile dar bir koagülasyon zonu oluşturur; bu sayede güçlü hemostaz sağlar ve kanama azdır.[79,92] Enerji penetrasyonu sınırlı olduğundan derin doku hasarı riski düşüktür; bu özellikleriyle liken planus, herpetik lezyonlar ve aftöz ülserler gibi yüzeyel mukozal patolojilerde sık kullanılır.[82,85–87]

Mine üzerinde ise bazı çalışmalar, asidik ortamlarda demineralizasyonu azaltabildiğini göstermiştir; Featherstone ve *ark.*'nın 2001 tarihli in-vitro çalışması lazer uygulanmış mine bölgelerinde anlamlı azalma bildirmiştir.[99]

2.3. Seramiklerde Kimyasal Bağlayıcı Ajanlar

Seramik–rezin arayüzünde kalıcı bağlantı, yüzey kimyasının uygun bağlayıcılarla eşleştirilmesine dayanır. Silika içeren cam-seramiklerde silan temelli bağlayıcılar, yüzeydeki silanol gruplarıyla kovalent siloksan bağları oluşturarak etkin bir kimyasal köprü kurar; buna karşılık alümina ve zirkonya gibi metal-oksit seramikler silika fazı içermediği için silanların doğrudan etkisi sınırlıdır. Bu ikinci grupta fosfat esterli monomerler (özellikle 10-MDP) metal-oksit yüzeyleriyle koordinatif bağlanma göstererek bağlantının kimyasal bileşenini sağlar; alternatif olarak yüzeye silika kazandıran tribokimyasal kaplama veya kimyasal depolama yöntemleri sonrası silanizasyon da kullanılabilir. Seçilecek strateji, seramiğin bileşimi ve uygulanacak yüzey ön işlemlerinin yarattığı fonksiyonel grup yoğunluğuna göre belirlenmelidir.[100–102]

2.3.1. Silanlar

Adezyon, iki farklı materyal arasındaki yapışma kuvveti olarak tanımlanır. Adeziv bağlanma; yüzey enerjisi, ıslanabilirlik ve temas açısı gibi faktörlere bağlıdır. Bir sıvının yüzeyi tamamen ıslatabilmesi ve homojen şekilde yayılabilmesi için, düşük viskoziteye

sahip olması ve yüzey geriliminin, yüzeyin kendi geriliminden daha düşük olması gerekir.[103,104]

Silan ajanları, bifonksiyonel yapıları sayesinde seramik yüzeylerin rezin ile etkileşimini ve ıslanabilirliğini artırır. Bu etki, seramik yüzeyine organofilik bir karakter kazandırarak rezinin yüzeyi daha iyi ıslatmasını sağlar. Aynı zamanda rezin simanın yüzeyde daha homojen dağılmasına katkıda bulunur. Böylece ıslatmaya dayalı fiziksel adezyon güçlenir ve yüzey kimyasal reaksiyonlara daha yatkın hâle gelir.[103,105] Bu sayede, mikroskobik boşluklar ve yüzey düzensizliklerine rezin adezivin daha iyi penetrasyonu sağlanır.[103–107]

Yüzey hazırlığında yaygın kullanılan türler organofonksiyonel alkoksisilanlardır ve genel formülleri R–Y–SiX_3 şeklindedir. Burada:

- R grubu, hidrolize olmayan organik kısmı temsil eder,
- Y grubu, genellikle propilen zincirden oluşan bağlayıcı yapıdır,
- X grubu ise, metoksi (-OCH_3) veya etoksi (-OC_2H_5) gibi hidrolize olabilen alkoksi gruplarını içerir.[108,109]

Hidrolize olmayan R ucu, çift bağ içeren rezin monomerleriyle kopolimerize olur. Alkoksi grupları ise hidroliz sonrası oluşan silanol aracılığıyla seramik yüzeyindeki –OH gruplarıyla siloksan (Si–O–Si) bağları kurar.[108,109] Bu sayede seramik ile rezin siman arasında sürekli bir kimyasal ağ meydana gelir ve ara yüzeydeki sızıntı azalır. Rezin fazındaki C–C bağları, suyun bozucu etkilerine karşı görece dayanıklıyken, silan ile seramiğin inorganik kısmı arasındaki siloksan bağları polar yapıları nedeniyle uzun süreli sulu ortamlarda hidrolize duyarlıdır. Bağın kalıcılığı, oluşan ağın yoğunluğu ve uygulama koşullarıyla yakından ilişkilidir.[109–113]

Rezinlerin su absorpsiyonu ve belirli ölçüdeki geçirgenlikleri nedeniyle seramik–rezin ara yüzeyinde nemli bir ortam oluşabilir. Bazı araştırmacılar, siloksan tabakasının uzun dönemde su varlığında hidrolize uğrayabileceğini, dolayısıyla bağların zayıflayarak yüzey stabilitesinin azalabileceğini belirtmiştir.[113–117] Silan yapısında yer alan Si–O bağlarının su absorpsiyonu sonucu hidrolize olması, silan geçirgenliğinin artmasına yol açar.[113]

2.3.2. Fosfat Monomerleri

Fosfat monomerleri, metal-oksit seramiklerle rezin arasında kimyasal bağ kurmak için geliştirilmiş fonksiyonel monomerlerdir. 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), fosfat grubunun metal-oksit yüzeyindeki metal merkezleriyle (ör. Zr4+) oluşturduğu Zr–O–P tipinde koordinatif bağlar sayesinde yüzeyde kalıcı bir kimyasal etkileşim sağlar; uzun alkil zinciri ve metakrilat ucu ise sırasıyla hidrolitik direnç ve rezin matrise kopolimerizasyon katkısı sunar. Klinik uygulamada bu monomerler çoğunlukla zirkonya primerleri, universal adezivler ya da MDP içeren rezin simanlar içinde kullanılır.[118,119]

2.4. Ortodontik Bağlanmanın Temelleri

Bonding, bir yapıştırıcının dişin mine yüzeyindeki düzensizliklere ve ortodontik ataşmanın tabanına mekanik olarak tutunması temeline dayanmaktadır. Başarılı bonding için ataşman tabanı, diş yüzeyi hazırlığı, yapıştırıcı ajan gibi üç unsura özen gösterilmelidir.[120] Ortodontik bir ataşman yapıştırılmadan önce, mine üzerindeki pelikıl uzaklaştırılmalı, ardından temiz mine yüzeyinde mekanik kilitlenme için düzensizlikler oluşturulmalıdır. Özellikle ağız hijyeni sağlamanın daha zor olduğu posterior bölgelerde bağlanma öncesinde plak ve birikintilerin temizlenmesi önem taşımaktadır.[121]

2.4.1. Mine Yüzeyi Hazırlığı

Ortodontik braketlerin mineye yapıştırılmasında pürüzlendirme için fosforik asit ile asit-aşındırma, hava abrazyonu (Al_2O_3 kumlama) ve lazerle pürüzlendirme gibi yöntemler kullanılabilir. Klinik pratikte temel yöntem, Buonocore'un tanımladığı asit-aşındırmadır; temiz ve kuru mineye %35–37 ortofosforik asit (H_3PO_4) jel/çözelti 15–30 sn uygulanır, ardından bol suyla yıkama ve hava ile kurutma yapılır.[122–125] Bu işlem interprizmatik minenin kısmi çözünmesiyle prizmalar arası mikro-girintiler ve "bal peteği" benzeri bir morfoloji oluşturur; rezin monomerlerin bu alanlara penetrasyonu mikromekanik tutuculuk sağlar.[120] Uygulama öncesi mine yüzeyinin temiz olması ve nem kontrolü başarının kritik unsurlarıdır; tükürük/sıvı kontaminasyonu oluşursa kısa bir yeniden asitleme ve kurutma önerilir. Aşırı süre veya kontrolsüz asitleme mineyi demineralizasyona yatkın bırakabileceğinden dikkat gerektirir.[123,125–130]

Kullanılan bir diğer yöntem olan kumlama (hava abrazyonu), 30–110 μm boyutlu alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin basınçlı hava ile yüzeye püskürtülmesi yoluyla yüzey alanını artırıp mikroretansiyonu güçlendirmeyi hedefler. Belirli basınçta püskürtülen Al_2O_3 partikülleri yüzey alanını artırarak mikromekanik retansiyon sağlar. Aşırı ve kontrolsüz uygulama gereksiz mine kaybına neden olabileceğinden parametre kontrolü önemlidir.[60,131]

Son yıllarda mine/dentin gibi sert dokuların ablasyonunda kullanılan erbiyum katkılı lazerlerle (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) mine pürüzlendirilmesi, asit aşındırmasına bir alternatif/yardımcı yöntem olarak araştırılmıştır.[91,98,131–136] Klasik fosforik asit ile asitleme ile benzer veya biraz daha düşük sonuçlar bildirilmiştir; ayrıca bal peteği benzeri yüzey morfolojisi lazerle de gözlenebilir. Pulpal ısı artışı riski nedeniyle lazer uygulamalarında dikkat gereklidir.[91,98,131–134,136] Literatürde lazerle pürüzlendirmenin bağlanma dayanımına etkisiyle ilgili sonuçlar heterojendir; kullanılan lazer tipi, güç ayarı, su-hava soğutması ve uygulama protokolü sonuçları belirgin etkiler.[98,131,132,134]

2.5. Diş Sert Dokularında Adeziv Sistemler

2.5.1. Etch-Rinse Adeziv Sistemler

Ağız içi ortamında mine yüzeyi çoğunlukla dental plak ya da pelikıl tabakasıyla kaplıdır. Bu tabaka kaldırılmadan ya da yüzeyde belirli değişiklikler yapılmadan, rezin esaslı materyallerin mineye etkin bir şekilde bağlanması mümkün değildir. Adeziv materyal ile mine arasında güvenilir bir mikromekanik bağlantı kurulabilmesi için, mine yüzey topografisinde bazı yapısal modifikasyonlar gereklidir. Farklı konsantrasyonlarda uygulanan asit solüsyonları, smear tabakasını ortadan kaldırırken aynı zamanda prizmatik ve interprizmatik yapıları kısmen çözerek yüzeyde mikroskobik pürüzlülük oluşturur. Bu pürüzlülük, yüzey gerilimini düşürür ve mine yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır. Böylece düşük viskoziteli rezinler mikroboşluklara daha kolay penetre olur. [137,138]

Klasik yöntemler arasında yer alan Etch-and-Rinse adeziv sistemler, üç aşamalı (asit + primer + bonding ajanı ayrı ayrı) veya iki aşamalı (asit sonrası primer ve bonding ajanının birlikte uygulandığı) protokollerle uygulanır. Bu sistemlerde genellikle %30–40 konsantrasyonundaki ortofosforik asit ile yüzey pürüzlendirilir ve ardından yıkama işlemi

yapılır. Daha sonra primer ve adeziv ajan ya ayrı ayrı ya da kombine halde uygulanır.[137,139]

Etch-rinse sistemlerde kullanılan asit tipi, primer içeriği, uygulama süresi ve teknik detaylar üretici protokollerine göre değişebilir. En sık tercih edilen asitleyici ajan %37'lik ortofosforik asittir (H_3PO_4). Ancak bu işlem sonucunda oluşan poroz mine yüzeyi, doğal mineye göre daha yüksek çözünürlük gösterebilir; bu durum uzun dönem mine stabilitesi açısından dikkate alınmalıdır.[140,141]

Mine dokusunda asitleme sonrası oluşan madde kaybını azaltmak amacıyla geliştirilen self-etch sistemler, günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sistemler, primer ve bağlayıcı ajan fonksiyonlarını tek bir solüsyon içinde birleştiren iki aşamalı protokollerdir ve uygulama kolaylığıyla öne çıkarlar.[137,140]

2.5.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemleri, yıkama basamağını ortadan kaldırarak uygulama adımlarını azaltmak ve klinik süreyi kısaltmak amacıyla geliştirilmiştir.[142] Bu sistemler, geleneksel asitleme-yıkama (etch-rinse) adezivlerinin neme karşı duyarlılığını kontrol altına almak ve klinik işlemleri basitleştirmek adına alternatif olarak sunulmuştur.[142,143] Self-etch adezivlerin temelini, asidik monomer içeren sulu bir çözelti oluşturur. Bu yapı sayesinde ayrı bir asitleme ve yıkama basamağına gerek kalmadan mine yüzeyinde kontrollü bir demineralizasyon oluşturulur; böylece yüzey pürüzlenir ve primer penetrasyonu sağlanır.[144,145]

Etch-rinse sistemlerin aksine, self-etch sistemlerde yıkama ve kurutma adımları yer almadığı için uygulama süresi kısalır ve tekniğe bağlı hassasiyet azalır. Bu sistemler, smear tabakasını tamamen uzaklaştırmak yerine modifiye ederek etki göstermektedir.[142,144,146]

Son yıllarda adeziv teknolojilerindeki gelişmeler doğrultusunda, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında da self-etch sistemlerin kullanımı artmıştır. Uygulama şekline göre bu sistemler iki veya tek aşamalı olarak sınıflandırılır.[139] İki aşamalı sistemlerde, ilk olarak asidik monomer içeren hidrofilik bir solüsyon yardımıyla mine pürüzlendirilir ve primer uygulanır; ardından ikinci aşama olarak hidrofobik özellik taşıyan adeziv rezin ile bağlanma sağlanır.[139,142,144]

Tek aşamalı self-etch sistemlerde ise primer ve bağlayıcı ajan, asidik monomerin de yer aldığı tek bir solüsyon içinde birleştirilmiştir. Bu karışım hem hidrofilik hem de hidrofobik bileşenleri aynı anda içerir ve tek adımda uygulanır.[147] Klinik kullanım kolaylığı sağlamasına ve hasta başında geçirilen süreyi azaltmasına rağmen, bazı çalışmalarda self-etch adezivlerle yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımının klasik sistemlere kıyasla daha düşük olabildiği bildirilmiştir.[148–150]

2.5.3. Primer Ajanın Uygulaması

Primer; bonding sırasında uygulanan, genellikle doldurucu içermeyen düşük viskoziteli bir rezindir.[137,151] Güncel primerlerin temel monomeri Bis-GMA'dır; 1963'te Bowen tarafından tanıtılmış ve literatürde "Bowen rezini" olarak anılmıştır.[152] Adeziv sistemlerin gelişimi, 1955'te Buonocore'un asit pürüzlendirme yöntemini tanımlamasıyla başlamıştır. Bu yaklaşım ve onu izleyen fissür örtücü uygulamaları, mineye rezin adezyonu kavramının önünü açmıştır. 1970'li yılların başında Silverman ve *ark*., asitlenmiş mineye Bis-GMA esaslı rezinlerle braketlerin doğrudan yapıştırılabildiğini göstermiş; böylece güncel doğrudan yapıştırma protokolünün (asitlenmiş mine + primer + kompozit) temeli atılmıştır.[153–155]

Primerlerin temel kullanım amacı, bağlanma dayanımını artırmak ve asitlenmiş mine yüzeyi ile braket tabanı arasındaki adezyonu güçlendirmektir. Ayrıca marjinal sızıntının önlenmesine de katkı sağlar.[156] Yapısında genellikle monomerler, başlatıcılar, çözücüler, inhibitörler ve bazı formüllerde düşük oranda doldurucular bulunur.[157] Uygulama sırasında primer önce mine dokusuna, ardından ise kompozit materyale bağlanır. Mineye tutunma mikromekanik pürüzlenme yoluyla gerçekleşirken, kompozit rezinle bağlantı ise rezidüel monomerlerin kopolimerizasyonu sayesinde sağlanır.[143,156]

2.5.4. Primer Uygulamasının Gerekliliği

Asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde rezin penetrasyonu ve polimerizasyonu ile oluşan rezin tagları, mine adezyonunun klasik mekanizmasıdır.[143] 1970'li yıllardan itibaren, kompozit öncesinde ayrı bir primer adımının gerekliliği tartışılmaya başlanmıştır. [158,159]

Jörgensen ve ark.'nın yürüttüğü mikroskobik bir çalışmada, primer uygulanan ve uygulanmayan gruplarda oluşan rezin taglarının kompozit polimerizasyonuna etkisi açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Aynı çalışmada, akışkan kompozit rezin ile elde

edilen rezin tagların, doldurucu partiküller içermediği gözlemlenmiştir. Bu bulgular, tag oluşumunda asıl etkinin kompozitin sıvı fazından kaynaklandığını ve bu nedenle primer kullanımının her durumda zorunlu olmayabileceğini düşündürmüştür.[160] Low ve ark. (1978), üç kompozit ve bir akışkan rezini doğrudan asitlenmiş mineye uyguladıklarında tag boyu ve kalınlığında anlamlı fark saptamamıştır.[161] Retief ve ark. (1981) ise primer varlığına rağmen bağlanma kuvveti, tag oluşumu ve mikrosızıntıda anlamlı fark göstermemiştir.[162]

Bu sonuçlar, asitlenmiş mine + düşük viskoziteli bağlayıcı (primer veya akışkan rezin) kombinasyonunun, primer adımı olmaksızın da yeterli bağlanma sağlayabileceğini göstermektedir. Ancak primer gereksinimi kullanılan adeziv sistemin özelliklerine ve klinik koşullara bağlıdır. Modern tek aşamalı adezivlerde çoğu durumda ayrı primer adımı gerekli değildir; buna karşın ıslanabilirliğin zayıf olduğu veya kontaminasyon riskinin bulunduğu bölgelerde primer uygulaması hâlâ avantaj sağlayabilir.

2.5.5. Kendinden Primerli Tek Aşamalı Ortodontik Adezivler

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyaller, iki temel bileşenden oluşmasına rağmen, tek bir yapı gibi davranan kompleks sistemlerdir. Bu materyallerin yapısı, organik ve inorganik fazların birleşiminden meydana gelir. Organik faz genellikle dimetakrilat bazlı polimer matristen meydana gelirken; inorganik faz, kuvars ve silika gibi güçlendirici partiküllerle desteklenir.[163,164] Bu iki faz arasında bağ oluşturmak amacıyla silan ajanları kullanılır; ayrıca sistemin polimerizasyonunu başlatmak ve kontrol etmek için çeşitli kimyasal başlatıcılar eklenir. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan rezin monomerleri arasında Bisfenol A gliserolat dimetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunur.[165,166]

Organik matris, polimerleşme sürecini ve şekil verilebilirliği sağlarken; inorganik doldurucular materyale mekanik dayanıklılık, sertlik ve düşük polimerizasyon büzülmesi kazandırır. Ayrıca uygun termal genleşme özelliklerinin korunmasına da katkı sağlar. Kompozit rezinler hem kimyasal reaksiyonla hem de ışık yardımıyla polimerize olabilir. Kimyasal polimerizasyon genellikle benzoil peroksit ve amin gibi başlatıcılarla sağlanırken, ışıkla sertleşen sistemlerde kamforokinon gibi fotobaşlatıcılar tercih edilmektedir.[167,168]

Son yıllarda geliştirilen tek adımlı adeziv sistemlerde, primer maddesi doğrudan kompozit yapının içine entegre edilmiştir. Bu tür sistemlerde, mine yüzeyine asitleme yapıldıktan sonra, herhangi bir ayrı primer ya da bağlayıcı ajan kullanmaksızın, yapıştırıcı kompozit materyal doğrudan braketle birlikte uygulanabilir (GC Orthodontics 2015).

GC Ortho Connect, GC Corporation (Tokyo, Japonya) tarafından geliştirilen, ışıkla polimerize olan ve kendinden primerli özellik taşıyan tek şişelik bir ortodontik adeziv sistemdir. Literatürde yer alan güncel çalışmalarda, bu sistemin primer kullanımına gerek duyulmaksızın uygulandığı ortodontik braketlerde yeterli bağlanma dayanımı sağladığı bildirilmektedir.[8,169] İçeriğinde yer alan 10-MDP (10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat) adlı fonksiyonel monomer sayesinde, hidroksiapatit içeren yüzeylerle kimyasal bağ kurabilir ve aynı zamanda mekanik retansiyon sağlar.[170,171]

2.6. Bağlanma Dayanımı ve Değerlendirme Yöntemleri

Adeziv bağlantının nicel olarak değerlendirilmesinde en yaygın yöntem, makaslama bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength, SBS) testidir. Numuneler standart bir bağlama düzeneğine yerleştirilir ve kırılma anındaki kuvvet değeri, bağlanan alanın yüzeyine bölünerek megapaskal (MPa) cinsinden hesaplanır. Güncel referans ISO 29022 (International Organization for Standardization, ISO) standardı olup, bu düzenleme yük aktarımı, numune geometrisi ve test hızına ilişkin parametreleri tanımlar. Laboratuvar yaşlandırması ve koşullandırma süreçleri ise ISO/TS 11405 standardına göre yapılır; bu protokol, su depolama ve termal çevrim gibi adımları içerir.[172,173]

Kesme esaslı testlerin yanında mikro çekme bağlanma dayanımı (microtensile bond strength, μTBS) yöntemi de kullanılmaktadır. Bu test, gerilme dağılımının daha homojen olmasını sağlar; ancak numune hazırlığı zordur ve test öncesi kırılma riski yüksektir.

Kırılma bölgesinin değerlendirilmesinde Adeziv Artık İndeksi (Adhesive Remnant Index, ARI) kullanılır. Bu indeks, kırılmanın braket tabanında mı, adeziv içinde mi yoksa mine ya da seramik yüzeyinde mi gerçekleştiğini belirleyerek SBS sonuçlarının yorumuna katkı sağlar. Çalışmalar arası karşılaştırılabilirlik için kullanılan standartların, yaşlandırma protokolünün ve kırılma modunun açıkça raporlanması gerekmektedir.[1,174]

2.7. Artık Adeziv İndeksi Skorlaması

Ortodonti literatüründe, braketlerin sökülmesinden sonra diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarını değerlendirmek için en sık kullanılan yöntem, Årtun ve Bergland tarafından 1984 yılında tanımlanan Artık Adeziv İndeksi (Adhesive Remnant Index, ARI)'dir.

Klasik ARI sistemi dört düzeyden oluşur:

0= diş yüzeyinde yapıştırıcı yok,

1= yüzeyin %50'sinden az yapıştırıcı var

2= yüzeyin %50'sinden fazla yapıştırıcı var

3= yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde ve braket tabanının izi belirgin.

Seramik braket ve porselen yüzey çalışmalarında ise adezivin hangi tarafta kaldığını daha ayrıntılı gösterebilmek için beş basamaklı "modifiye ARI" sistemi kullanılmaktadır. Bu ölçekte, 1'den 5'e yükselen skorlar artık adezivin diş/porselen yüzeyinde tamamen kalmasından hiç kalmamasına kadar değişen bir dağılımı ifade eder.

ARI skorlamaları Bishara ve Trulove'ın modifiye ettiği şekli beş seviyeden oluşur:

Skor 1: Artık kompozitin tamamı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 2: Artık kompozitin %90'dan fazla kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 3: Artık kompozitin %10'dan daha fazla, %90'dan daha az kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 4: Artık kompozitin %10'dan az kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 5: Porselen yüzeyinde artık kompozit bulunmamaktadır.

ARI değerlendirmesinin güvenilirliği, örneklerin hangi büyütmede incelendiğine duyarlıdır; farklı büyütmelerle yapılan skorlamalar arasında anlamlı uyumsuzluklar gösterilmiş, bu nedenle büyütmenin standardize edilmesi önerilmektedir.[1,175–177]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmanın yürütülebilmesi için Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik ve Gözlemsel Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 22.04.2025 tarihli ve 6/1 sayılı etik kurulu raporu alınmıştır (Ek-1).

Çalışmada CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanan monolitik zirkonya seramik materyaller kullanılmıştır. Toplam 216 adet monolitik zirkonya blok kullanılması planlanmış ve her biri 12'şer bloktan oluşan 18 gruba bölünmüştür. Hazırlanan monolitik zirkonya yüzeylere Hidroflorik asit (HF) uygulaması, Hidroflorik asit + Silan, Al_2O_3 ile kumlama + Hidroflorik asit + Silan, Elmas frez + Hidroflorik asit + Silan, Er,Cr:YSGG Lazer + Silan ve Al_2O_3 ile Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan şeklinde altı temel yüzey değiştirme işlemine göre gruplanmıştır. Her bir grupta Transbond XT Primer + Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD), Primer uygulanmadan GC Ortho Connect Light Cure Adhesive (GC Corp., Tokyo, Japan), Transbond XT Primer + GC Ortho Connect Light Cure Adhesive (GC Corp., Tokyo, Japan) şeklinde üç farklı tip yapıştırma ajanı kullanılarak metal braketler yapıştırılmıştır.

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda ortodontik tedavi gören hastalardan, tedavileri kapsamında çekim endikasyonu konulan ve aynı fakültenin Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda diş çekimleri yapılan 36 adet üst birinci küçük azı dişi kullanılmıştır. Çekilen dişlerin, periodontal nedenlerle çekilmemiş olmasına; çürük, restorasyon ya da herhangi bir kimyasal işleme maruz kalmamış olmasına; mine dokusunda yapısal bozukluk, çatlak ya da davye kaynaklı travmatik hasar bulunmamasına özen gösterilmiştir.

Monolitik zirkonya ve diş yüzeyleri farklı yöntemlerle pürüzlendirildikten sonra yüzey topografisi SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) ile görüntülenmiştir.

Çalışmamızda farklı pürüzlendirme teknikleri uygulanan monolitik zirkonya yüzeylere alt kesici metal braketleri, çekilmiş küçük azı dişlere ise üst birinci küçük azı diş metal braketleri yapıştırılmıştır. Yapıştırma sonrası tüm örnekler, makaslama bağlanma dayanımı testi öncesinde termal siklusa tabi tutulmuştur. Yüzeylere farklı pürüzlendirme

teknikleri uygulandıktan sonra yapıştırılan metal braketlerin makaslama bağlanma dayanımı, evrensel test cihazı ile ölçülmüştür.

Bağlanma dayanım testi ardından porselen yüzeylerin ve koparılan metal braketlerin kopma bölgeleri ve kopma tipleri ışık mikroskobu altında değerlendirilip ARI (Artık Adeziv İndeksi) skorlamasına tabi tutulmuştur.

3.1. Gereçler

3.1.1. Porselen Blokların Hazırlığında Kullanılan Gereçler

- Monolitik zirkonya CAD/CAM bloklar (Upcera Explore, Shenzhen Upcera Dental Technology, China)
- Monolitik zirkonya blokları kazımada kullanılan CAD/CAM cihazı (Ceramill 5 eksenli kazıyıcı, Amann Girrbach, Pforzheim, Almanya)

3.1.2. Metal Braketlerin Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler

- Cetvel
- İşaret kalemi (Faber-Castell, Almanya)
- Primer bond (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD)
- Silan (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)
- Işıkla sertleşen adeziv (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD)
- Kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistem **(**GC Ortho Connect Kompozit, GC Orthodontics, Japonya)
- Kuvvet ölçer (Dontrix Gauge, Orthometric Co., São Paulo, Brezilya)
- Metal alt kesici ve üst birinci küçük azı diş braketleri (American Orthodontics mini-master series, Wisconsin, ABD)
- LED ışık cihazı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)
- Pamuk pelet, ayna, sond, presel

3.1.3. Hazırlanan Monolitik Zirkonya Bloklar ve Dişlerin Yüzey Pürüzlendirmesi İçin Kullanılan Gereçler

- %9,6'lik hidroflorik asit (Ultradent porcelain etch gel, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)
- %37'lik fosforik asit içeren Etch Royale (Pulpdent, Watertown, ABD)
- 50 μm partikül boyutunda alüminyum oksit kumu
- Kumlama cihazı (Dentalfarm Base 3, Torino, İtalya)
- Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase, Irvine, CA, ABD)

3.1.4. Termal Döngü

- Termal siklus cihazı (Thermocycler THE-1100, SD Mechatronik GmbH, Almanya)

3.1.5. Bağlanma Dayanım Testi İçin Kullanılan Evrensel Test Cihazı

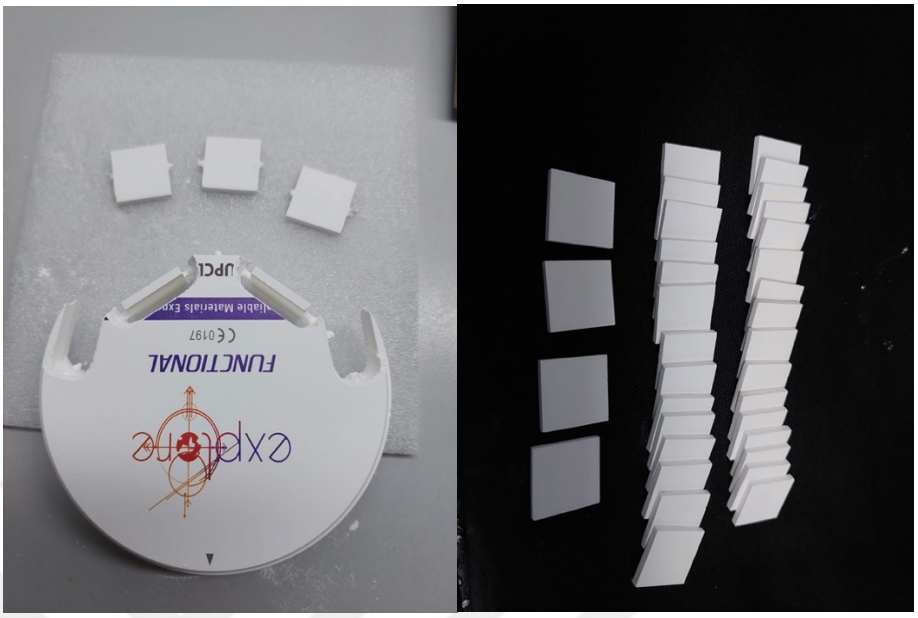
- Marestek evrensel test cihazı (Mares Mühendislik, İstanbul, Türkiye)

3.2. Yöntem

3.2.1. Örneklerin Hazırlanması ve Deney Gruplarının Oluşturulması

Örneklem sayısının belirlenmesinde G*Power 3.1 programı esas alınarak α=0,05, 1–β=0,95 ve literatürü temsil eden Cohen'in f=0,37 (orta-büyük) varsayımları altında grup başına n=12 (toplam N=252) örnek gerektiği hesaplanmıştır. Mevcut örneklem bu koşullarda %96 güç sağlamaktadır.

Çalışmamız, CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış 216 adet monolitik zirkonya blok (Upcera Explore, Shenzhen Upcera Dental Technology, China) ve 36 adet çekilmiş üst birinci küçük azı dişi olmak üzere toplam 252 örnek üzerinde yürütülmüştür. Monolitik zirkonya blok örnekleri, 15 mm × 15 mm × 2 mm ölçülerinde ve orijinal yapıları korunarak, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde CAD/CAM cihazlarında hazırlanmıştır (Şekil 3.1). Zirkonya materyallerinin klinikte ağız içine uygulanmadan önce glazür ve sinterleme işlemine tabi tutulması nedeniyle, çalışmada kullanılan tüm zirkonya bloklara da benzer şekilde glazür ve sinterleme uygulanarak klinik koşullar taklit edilmiştir (Şekil 3.2, Şekil 3.3). Hazırlanan tüm monolitik zirkonya örnekler ve çekilmiş birinci küçük azı dişleri, testlerde kullanılmak üzere bir yüzeyi açık kalacak şekilde sabit plastik kalıplara soğuk akrilik kullanılarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.4).



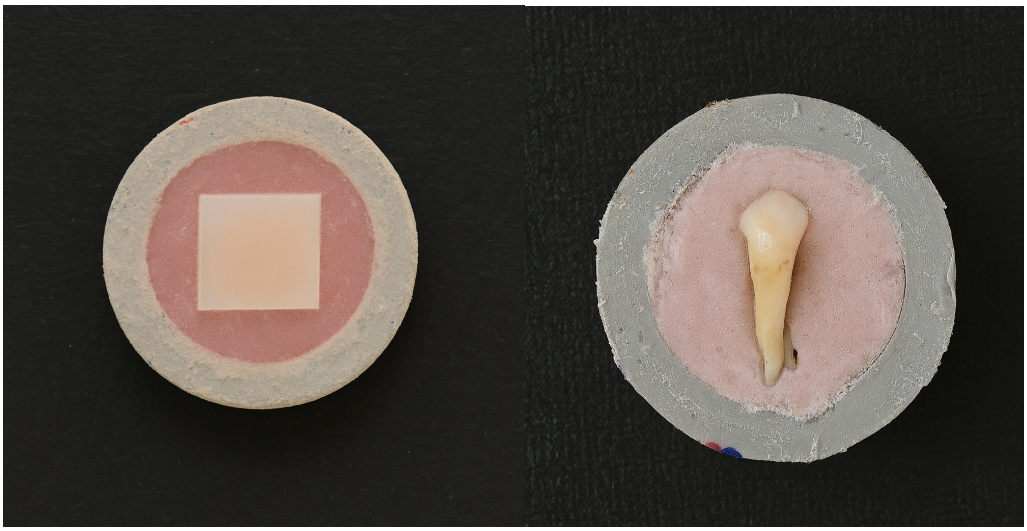
Şekil 3.1. CAD/CAM teknolojisi ile kazıma işlemi ve monolitik zirkonya blokların hazırlanması



Şekil 3.2. Sinterleme fırını ve glaze işleminin uygulanması



Şekil 3.3. Glaze işlemi sonrası monolitik zirkonya bloklar



Şekil 3.4. Soğuk akrilik ile taşıyıcı kalıplara yerleştirilmiş monolitik zirkonya ve çekilmiş üst birinci küçük azı dişi örnek

Zirkonya örnekleri Hidroflorik asit uygulaması (H), Hidroflorik asit + Silan (HS), Kumlama + Hidroflorik asit + Silan (KHS), Elmas frez + Hidroflorik asit + Silan (EHS), Er,Cr:YSGG Lazer + Silan (LS) ve Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan (KLS) şeklinde 6 temel yüzey değiştirme işlemine göre gruplanmıştır. Çekilmiş üst birinci küçük azı dişlerde mine, %37 ortofosforik asit (H_3PO_4) ile pürüzlendirildi. Her bir yüzey işlem grubunda örnek sayısı n=12 olarak belirlenmiştir. Her bir grup Transbond XT Primer + Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD), ek primer uygulanmadan GC Ortho Connect Light Cure Adhesive (GC Corp., Tokyo, Japan) ve Transbond XT Primer + GC Ortho Connect Light Cure Adhesive (GC Corp., Tokyo, Japan) şeklinde üç farklı tip yapıştırma ajanı kullanılarak metal braketler yapıştırılarak 21 farklı grup oluşturulmuştur. Çalışmamızda oluşturulan deney grupların dağılımı Tablo 3.1'de sunulmuştur.

Tablo 3.1. Monolitik zirkonya ve çekilmiş küçük azı diş deney gruplarının dağılımı. (HF: Hidroflorik asit, Er,Cr:YSGG Lazer: Erbium, krom: itriyum, skandiyum, galyum, garnet lazer)

Grup no	Grup Adı	Yüzey Pürüzlendirme Yöntemi	Braket Yapıştırma Yöntemi	Uygulanan Yüzey Türü
1	H-XT	HF	Transbond XT	Monolitik Zirkonya
2	H-GC-NP	HF	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
3	H-GC-P	HF	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
4	HS-XT	HF + Silan	Transbond XT	Monolitik Zirkonya
5	HS-GC-NP	HF + Silan	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
6	HS-GC-P	HF + Silan	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
7	KHS-XT	Kumlama + HF + Silan	Transbond XT	Monolitik Zirkonya
8	KHS-GC-NP	Kumlama + HF + Silan	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
9	KHS-GC-P	Kumlama + HF + Silan	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
10	EHS-XT	Elmas Frez + HF + Silan	Transbond XT	Monolitik Zirkonya

Tablo 3.1. devam Monolitik zirkonya ve çekilmiş küçük azı diş deney gruplarının dağılımı. (HF: Hidroflorik asit, Er,Cr:YSGG Lazer: Erbium, krom: itriyum, skandiyum, galyum, garnet lazer)

11	EHS-GC-NP	Elmas Frez + HF + Silan	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
12	EHS-GC-P	Elmas Frez + HF + Silan	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
13	LS-XT	Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	Transbond XT	Monolitik Zirkonya
14	LS-GC-NP	Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
15	LS-GC-P	Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
16	KLS-XT	Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	Transbond XT	Monolitik Zirkonya
17	KLS-GC-NP	Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Monolitik Zirkonya
18	KLS-GC-P	Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Monolitik Zirkonya
19	D-XT	Ortofosforik Asit	Transbond XT	Küçük Azı Diş
20	D-GC-NP	Ortofosforik Asit	GC Ortho Connect (Primer uygulanmadan)	Küçük Azı Diş
21	D-GC-P	Ortofosforik Asit	GC Ortho Connect (Transbond XT Primer ile)	Küçük Azı Diş

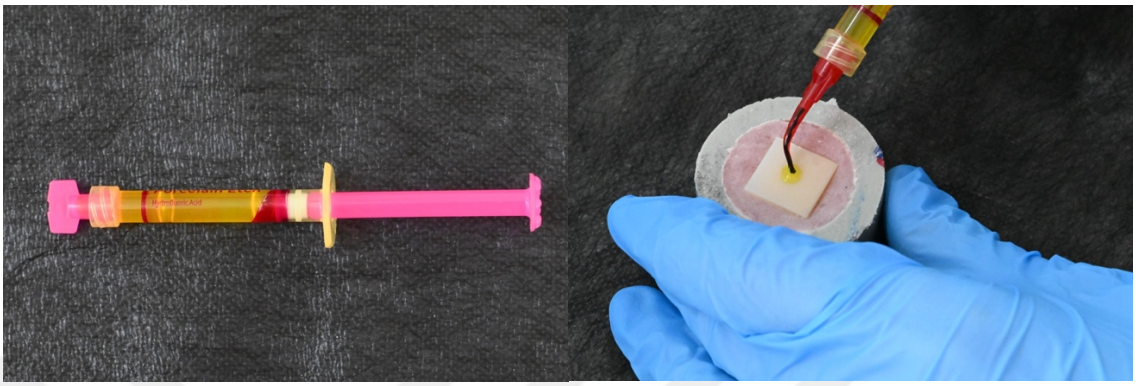
3.2.2. Yüzey Değiştirme İşlemleri

Monolitik zirkonya örnekler için altı farklı yüzey değiştirme işlemi planlanmıştır. Bu işlemler; Hidroflorik asit uygulaması, Hidroflorik asit + Silan, Kumlama + Hidroflorik asit + Silan, Elmas frez + Hidroflorik asit + Silan, Er,Cr:YSGG Lazer + Silan ve Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan işlemlerinden oluşmaktadır. Küçük azı diş örneklerine %37 ortofosforik asit uygulanmıştır.

Hidroflorik Asit Uygulaması

HF, HF + Silan, Kumlama + HF + Silan, ve Elmas frez + HF + Silan uygulanacak monolitik zirkonya örnek yüzeylerine 90 saniye boyunca %9,6'lık Hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) jel formunda uygulanmıştır (Şekil 3.5).

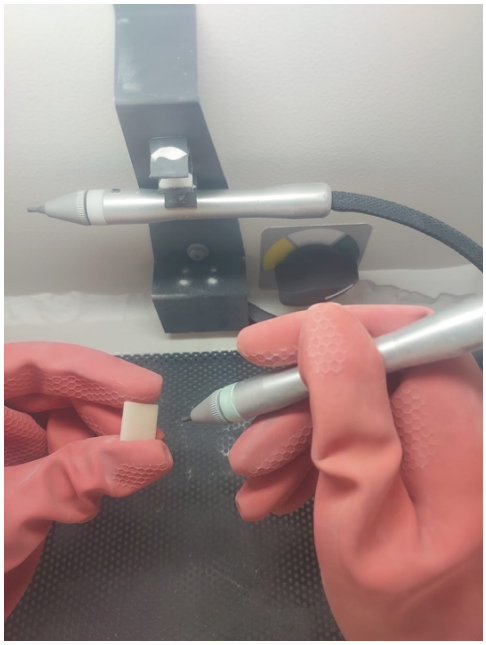
Pamuk rulolar ile asidin dikkatlice uzaklaştırıldığı örnekler 20 saniye basınçlı su ile yıkandıktan sonra 20 saniye hava ile kurutulmuştur.



Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan hidroflorik asit ve monolitik zirkonya bloklara uygulanması

Kumlama

Kumlama + HF + Silan, Kumlama + Er,Cr:YSGG Lazer + Silan uygulanacak monolitik zirkonya örneklere, kumlama cihazı (Dentalfarm Base 3, Torino, İtalya) kullanılarak 2,5 bar basınç altında, 10 mm mesafeden ve yüzeye dik açıyla, 50 µm partikül boyutundaki alüminyum oksit ile 15 saniye süreyle kumlama uygulanmıştır. Ardından yüzeyler yağsız hava/su spreyi ile temizlendi (Şekil 3.6).



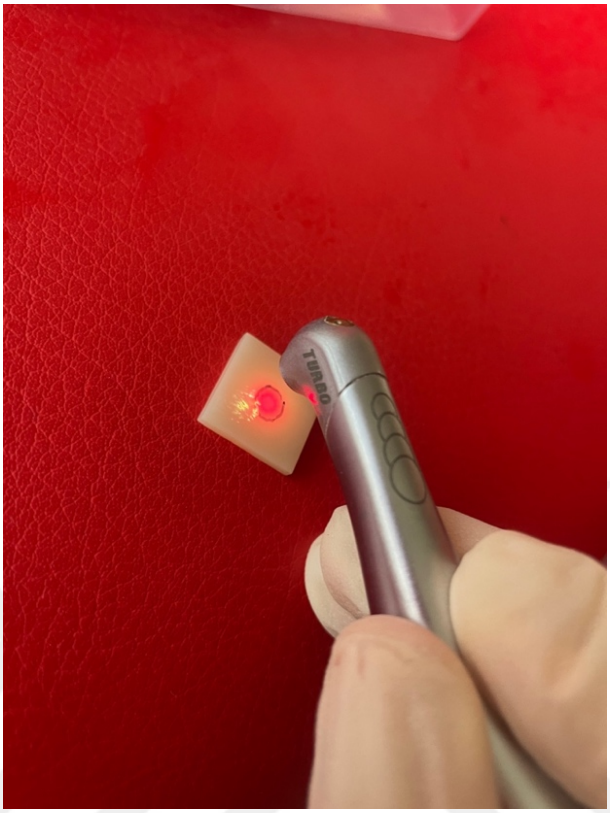
Şekil 3.6. Kumlama uygulaması

Er,Cr:YSGG Lazer ile Pürüzlendirme

Er,Cr:YSGG lazer + silan ve kumlama + Er,Cr:YSGG lazer + silan gruplarında pürüzlendirme, 2780 nm, 20 Hz, 4,0 W, %50 su/%50 hava soğutma ile temassız modda yapıldı (Waterlase, BIOLASE, Irvine, Kaliforniya, ABD). Lazer ucu 1 mm mesafede, yüzeye dik tutuldu ve tüm yüzey 30 s boyunca tarandı (Şekil 3.7, Şekil 3.8).



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG Lazer



Şekil 3.8. Er,Cr:YSGG lazer uygulaması

Elmas Frez ile Pürüzlendirme

Düşük baskı altında 20 µm grenli elmas frez kullanılarak uygulanmıştır. Her örnek için yeni frez kullanılarak yüksek devirli hava türbini ve su soğutması altında, yüzeye dik açıyla ve 2–3 saniyelik tek geçişli temasla pürüzlendirme gerçekleştirilmiştir. Bu protokol literatürde önerilen yöntemlerle uyumlu olarak, glaze yüzeyin kontrollü aşındırılması ve zirkonya yüzey morfolojisinin bozulmadan pürüzlendirilmesini sağlamak amacıyla belirlenmiştir.

Silan Uygulanması

Pürüzlendirme yapılmış yüzeyler artıklardan arındırılarak pürüzlendirme işlemi sonrasında yıkanıp kurutulmuştur. Silan uygulanacak gruplarda, yüzeyler yıkanıp kurutulduktan sonra, tek kat silan ajanı (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) uygulanmış ve ardından kendi hâlinde kuruması beklenmiştir. Silan 60 saniye bekletilmiş,

uçucu çözücüler nazik hava ile uzaklaştırılmış ve yüzey kontaminasyondan korunarak braket yapıştırılmıştır.

Dişlere Fosforik Asit Jel Uygulaması

Minenin pürüzlendirilmesi için %37 ortofosforik asit jeli (Etch Royale, Pulpdent, ABD) kullanıldı. Dişler florür içermeyen pomza ile temizlenip yıkandı, yağsız hava ile kurutuldu ve pamuk rulolarla izole edildi. Jel mikro-fırça ile sürülerek 30 s bekletildi; ardından 15 s su ile yıkandı ve kurutuldu; tebeşirimsi mat görünüm kabul kriteri olarak alındı. Kontaminasyon halinde 10–15 s yeniden asitleme yapıldı. Sonrasında grup protokolüne göre adezivler uygulandı.

3.2.3. Adeziv Sistemler ve Hazırlanan Yüzeylere Braketlerin Yapıştırılması

Bu çalışmada braketlerin dişe yapıştırılmasında Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD), Transbond XT adeziv (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) ve GC Ortho Connect (GC Orthodontics, Japonya) materyalleri kullanılmıştır (Şekil 3.9, Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD)

Transbond XT primerde yaklaşık %45-55 oranında Bisfenol A diglisisil eter dimetakrilat (Bis-GMA) ile %45-55 oranında Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) yer almaktadır. Transbond XT Primer, tamamen organik bileşenlerden oluşur.[178]



Şekil 3.10. Transbond XT Adeziv (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD)

Kompozit rezin bileşiminin %23'ü organik, %77'si ise inorganik fazdan oluşmaktadır. Organik fazın %14'lük kısmı Bis-GMA, %9'luk kısmı ise Bisfenol A polietilen glikol diether dimetakrilat (Bis-EMA) içermektedir. İnorganik içeriği ise silikatlanmış kuvarz ve toz halinde silika partiküllerinden oluşmaktadır. Hem primer hem de kompozit rezin bileşiminde, ışığa duyarlı kamforokinon molekülü polimerizasyonu başlatıcı ajan olarak yer almaktadır.[178,179]



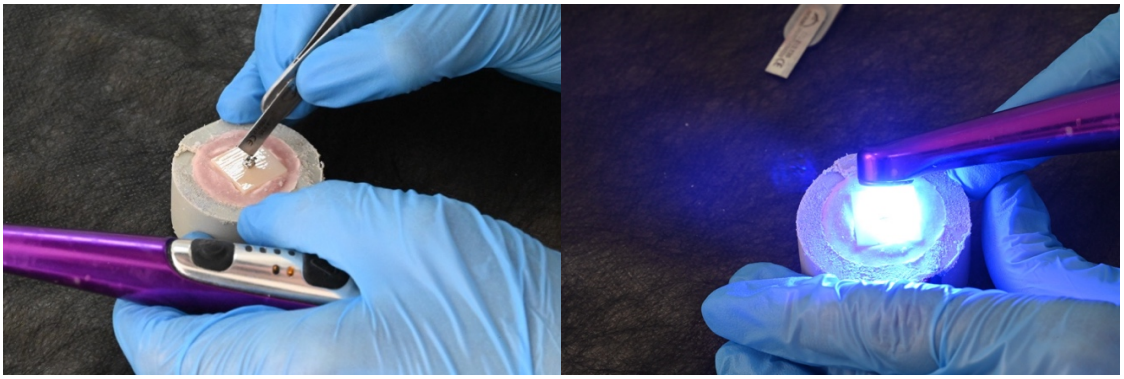
Şekil 3.11. GC Ortho Connect Kompozit (GC Orthodontics, Japonya)

GC Ortho Connect (GC Orthodontics, Japonya) içeriğinde, fonksiyonel monomerler ve dimetakrilat türevleri başlıca bileşenler olarak yer almaktadır. İçerisinde %25-50 oranında 4,4'-izopropilidenedifenol, etoksi ve 2-metilprop-2enoik asit bileşiklerinin esterlenme ürünleri, %25-50 7,7,9 (veya 7,9,9)-trimetil-4,13-diokso-3,14-dioksa-5,12-diazaheksadekan-1,16-diyl bismetakrilat, %1-5 metakriloksidesil dihidrojen fosfat ve <%0,5 6-tert-bütil-2,4-xylenol vardır. Doldurucu oranının firma tarafından %40 olduğu bilgisi verilmiştir. Ayrıca, polimerizasyon sürecini stabilize edici ve materyalin raf ömrünü uzatıcı antioksidan ajan olan 6-tert-bütil-2,4-ksilenol<%0,5 oranında formülasyona eklenmiştir. Üretici firma, bu materyalin herhangi bir ön işlem veya primer uygulanmaksızın doğrudan pürüzlendirilmiş yüzeye uygulanabileceğini belirtmektedir (Şekil 3.11).[180]

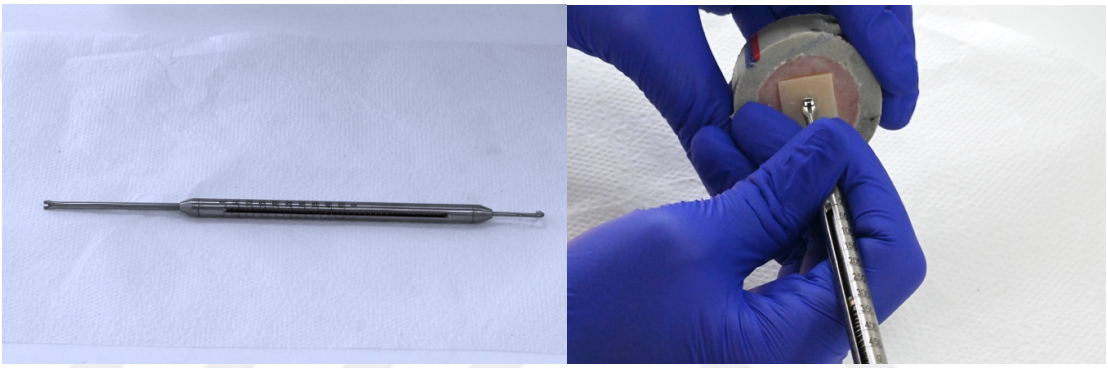
Monolitik zirkonya ve diş yüzeyleri ile braket tabanı arasında homojen dağılım sağlayabilmek ve uygulanan kuvvetin büyüklüğünü ve yönünü standardize etmek amacıyla 300 g sabit kuvvet uygulayan kuvvet ölçer (force gauge) kullanıldı (Şekil 3.13).

Çalışmada, ışıkla polimerize olan adezivin sertleşmesini sağlamak amacıyla Valo (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) marka ışık cihazı kullanılmıştır. Mezial ve distal kenarlardan 10'ar saniye ışınlama yapılarak toplam 20 saniye uygulanmıştır. Bu cihaz, 395–480 nm aralığında görülebilir dalga boyunda ışık yaymaktadır. Tüm braket yapıştırma işlemleri, standardizasyonu sağlamak adına aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.12).

İşlem görmüş monolitik zirkonya yüzeylere toplam 216 adet alt keser metal braket (0,22" slot Roth, Mini Master, American Orthodontics, ABD), çekilmiş küçük azı dişlere ise 36 adet üst birinci küçük azı diş metal braket (0,22" slot Roth, Mini Master, American Orthodontics, ABD) yapıştırılmıştır. Braketleme işlemi gerçekleştirilen örnekler termal siklus işlemi uygulanana kadar distile su içerisinde 24 saat oda sıcaklığında bekletildi.



Şekil 3.12. Monolitik zirkonya bloklara braketlerin yerleştirilmesi ve yapıştırılması



Şekil 3.13. Braketlerin yapıştırılmasında uygulanan kuvvetin büyüklüğünü ve yönünü standardize etmek amacıyla 300 gramlık kuvvet uygulayan kuvvet ölçer

3.2.4. Termal Siklus

Braketlerin yapıştırılmasının ardından örnekler, distile su içerisinde oda sıcaklığında 24 saat bekletilmiştir. Sıcaklıkları sabitlenen iki ayrı su tankı ve bu tanklara örnekleri ardışık olarak daldırabilecek bir düzenek hazırlanmıştır. Örnekler, termal döngü işlemi kapsamında 5 °C ve 55 °C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla toplam 1000 kez daldırılmıştır. Her bir banyoda 30 saniye bekleme süresi uygulanmış, banyolar arası geçiş ise yaklaşık 5 saniyede gerçekleştirilmiştir.

3.2.5. Koparma Testi

Braketlerin makaslama bağlanma dayanımı testleri, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yer alan evrensel test cihazı (Marestek, Mares Mühendislik, İstanbul, Türkiye) ile yapılmıştır (Şekil 3.14). Test sırasında koparma hızı 1 mm/dakika olarak ayarlanmıştır. Kuvvet, braket–zirkonya/diş ara yüzeyine paralel olacak

şekilde uygulanmış ve braketin yüzeyden ayrıldığı anda maksimum kuvvet (N) değeri kaydedilmiştir (Şekil 3.15). Bu değerler daha sonra braket taban alanlarına bölünerek megapaskal (MPa) cinsinden bağlanma dayanımı olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.14. Evrensel test cihazı



Şekil 3.15. Örneklerin evrensel test cihazına yerleştirilmesi

3.2.6. Kopma Bölgelerinin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi

Bağlanma dayanım testleri tamamlandıktan sonra, her bir numune ve test sırasında kopan metal braketler ayrı ayrı biyopsi kaplarına alınmış ve pamuk peletler arasında korunmuştur. Bu örneklerdeki kopma alanları ve kırılma tipleri, ARI skorlamasının yapılabilmesi amacıyla Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yer alan ışık mikroskobu (Olympus SZ-PT, Tokyo, Japonya) kullanılarak değerlendirilmiştir. Porselen yüzeyler ve braketler yaklaşık ×20 büyütme altında incelenmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Çalışmada kullanılan ışık mikroskobu

ARI skorlamaları Bishara ve Trulove'ın modifiye ettiği bu skorlama sistemine göre incelenmiştir (Şekil 3.17).

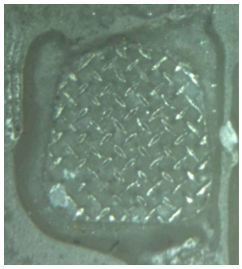
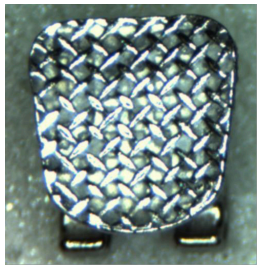
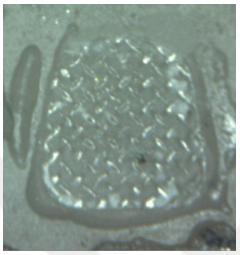
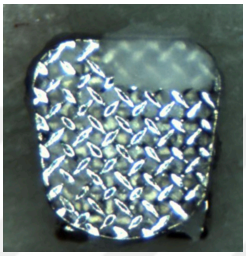
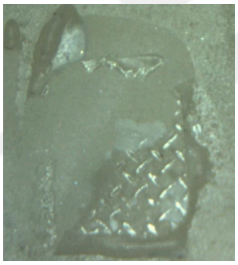
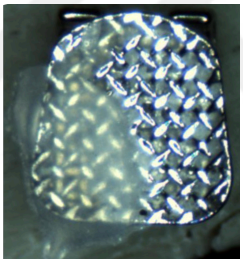
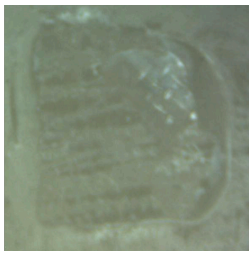
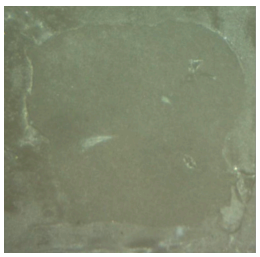
Skor 1: Artık kompozitin tamamı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 2: Artık kompozitin %90'dan fazla kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 3: Artık kompozitin %10'dan daha fazla, %90'dan daha az kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 4: Artık kompozitin %10'dan az kısmı porselen yüzeyinde kalmıştır.

Skor 5: Porselen yüzeyinde hiç artık kompozit kalmamıştır.

		**Skor 1**
		**Skor 2**
		**Skor 3**
		**Skor 4**
		**Skor 5**

Şekil 3.17. ARI skor örnek görüntüleri (×20)

3.2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

SEM incelemeleri için numuneler artıklardan arındırıldı. Örneklere inceleme öncesi Altın/Paladyum sputter kaplama uygulandı. İncelemeler, yüksek vakum modunda ve secondary electron (SE) dedektörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Pürüzlendirme gruplarından seçilen iki numune (n=2) üzerinde, ×500 ve ×1000 büyütmelerde genel yüzey morfolojisi değerlendirilmiş; gerektiğinde ×2000 büyütmede ayrıntılı görüntüler alınmıştır.

3.2.8. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen veriler istatistiksel yazılım programı IBM SPSS Statistics v27.0 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) kullanılarak analiz edildi. Elde edilen verilerin normalitesi Shapiro-Wilk normalite testine göre belirlendi. Normal dağılıma uyan gruplar tek yönlü Varyans Analizi testi, normal dağılıma uymayan gruplar Kruskal-Wallis testi kullanılarak analiz edildi ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olması durumunda gruplar arasındaki farklılıklar, Tukey veya Dunnett T3 post-hoc testleri ile belirlendi. Çalışmamızda anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Makaslama bağlanma dayanımı testi sırasında D-XT ve D-GC-P gruplarında birer dişte mine/diş kırığı meydana gelmiştir (Şekil 4.1). Bu dişlere ait ölçümler istatistiksel analizlere dahil edilmemiştir. Ayrıca bu dişler için tanımlı bir ARI skoru değeri olmadığından ARI skoru açısından da değerlendirmeye alınmamıştır. Zirkonya grubunda LS-GC-P'de bir numune ön-test kırığı nedeniyle dışlandı.



Şekil 4.1. Diş kırığı

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Testi ile İlgili Bulgular

Sunulan çalışmada, 6 farklı pürüzlendirme metodu ve 3 farklı adezyon prosedürü uygulanarak oluşturulan monolitik zirkonya ve diş gruplarının istatistiksel değerlendirilmesi yapılmıştır.

4.1.1. Sabit Yüzey Hazırlığı Koşullarında Adeziv Sistemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının (SBS) Karşılaştırılması

Tablo 4.1. Hidroflorik asit ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
H-XT	5,93 ± 1,69^{ab}	12	5,45 (4,52 – 10,65)	8,69	**0,01**
H-GC-NP	6,31 ± 1,20^{a}	12	6,44 (3,60 – 8,20)		
H-GC-P	4,97 ± 1,33^{b}	12	4,74 (3,16 – 8,16)		

Kruskal-Wallis H testi. a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tablo 4.2. Hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
HS-XT	9,42 ± 1,04^{a}	12	9,15 (8,06 – 11,15)	3,33	**0,04**
HS-GC-NP	9,01 ± 1,31^{ab}	12	9,29 (6,78 – 10,50)		
HS-GC-P	7,99 ± 1,61^{b}	12	8,23 (5,29 – 10,61)		

Tek yönlü varyans testi. a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tablo 4.3. Kumlama, hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
KHS-XT	9,25 ± 1,04^{b}	12	9,28 (7,23 – 10,83)	8,75	**< 0,001**
KHS-GC-NP	10,79 ± 1,76^{a}	12	11,00 (6,31 – 12,74)		
KHS-GC-P	8,61 ± 0,87^{b}	12	8,59 (7,25 – 10,45)		

Tek yönlü varyans testi. a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tablo 4.4. Elmas frez, hidroflorik asit ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
EHS-XT	9,08 ± 1,62	12	8,99 (6,98 – 11,46)	2,96	0,07
EHS-GC-NP	10,45 ± 1,35	12	10,79 (8,27 – 12,14)		
EHS-GC-P	9,06 ± 1,80	12	8,63 (6,79 – 11,67)		

Tek yönlü varyans testi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4.5. Lazer ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
LS-XT	5,19 ± 1,55	12	5,33 (3,48 – 8,48)	1,03	0,37
LS-GC-NP	5,06 ± 0,46	12	5,15 (4,04 – 6,40)		
LS-GC-P	5,33 ± 0,93	11	5,05 (4,29 – 6,94)		

Tek yönlü varyans testi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4.6. Kumlama, lazer ve silan ile pürüzlendirme gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
KLS-XT	8,66 ± 2,23	12	7,99 (5,87 – 13,25)	1,77	0,19
KLS-GC-NP	8,50 ± 1,30	12	8,28 (6,83 – 11,31)		
KLS-GC-P	7,45 ± 0,85	12	7,55 (6,06 – 8,62)		

Tek yönlü varyans testi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Tablo 4.7. Küçük azı diş gruplarının makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
D-XT	16,91 ± 5,00	11	18,53 (4,77 – 22,04)	1,25	0,54
D-GC-NP	17,06 ± 3,87	12	15,29 (13,56 – 25,00)		
D-GC-P	18,37 ± 4,10	11	17,49 (10,97 – 25,40)		

Kruskal-Wallis H testi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

- Genel olarak, pürüzlendirme ve adeziv koşulları birlikte değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunduğundan çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.
- HF asit tek başına uygulanan gruplarda üç adezyon yöntemi arasında kopma dayanımlarında genel fark anlamlı bulundu. En düşük değerli H-GC-P, H-GC-NP'ye kıyasla anlamlı olarak düşüktür; H-XT ile diğer gruplar arasındaki farklar ise anlamlılık eşiğini geçmemiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.1).
- HF + silan uygulanan gruplarda kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı; en yüksek değer HS-XT'de, ardından HS-GC-NP'de, en düşük değer ayrı olarak primer uygulanan GC Ortho Connect (HS-GC-P) grubunda gözlendi ($p<0,05$) (Tablo 4.2).
- Kumlama + HF + silan uygulanan gruplarda kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı; KHS-GC-NP, KHS-XT ve KHS-GC-P'den anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$); KHS-XT ile KHS-GC-P arasında anlamlı fark yoktur (Tablo 4.3).
- Elmas frez + HF + silan uygulanan gruplarda kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.4).
- Lazer + silan uygulanan gruplarda kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.5).
- Kumlama + lazer + silan uygulanan gruplarda kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.6).
- Diş gruplarında kopma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.7).

4.1.2. Sabit Adeziv Koşullarında Farklı Yüzey Hazırlıklarının Makaslama Bağlanma Dayanımlarının (SBS) Karşılaştırılması

Tablo 4.8. Transbond XT'nin pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
H-XT	5,93 ± 1,69[a]	12	5,45 (4,52 – 10,65)	50,15	**< 0,001**
HS-XT	9,42 ± 1,04[c]	12	9,15 (8,06 – 11,15)		
KHS-XT	9,25 ± 1,04[c]	12	9,28 (7,23 – 10,83)		
EHS-XT	9,08 ±1,62[bc]	12	8,99 (6,98 – 11,46)		
LS-XT	5,19 ± 1,55[a]	12	5,33 (3,48 – 8,48)		
KLS-XT	8,66 ± 2,23[b]	12	7,99 (5,87 – 13,25)		
D-XT	16,91 ± 5,00[d]	11	18,53 (4,77 – 22,04)		

Kruskal-Wallis H testi. a-d: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tablo 4.9. Primer uygulanmayan GC Ortho Connect'in pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
H-GC-NP	6,31 ± 1,20[a]	12	6,44 (3,60 – 8,20)	47,87	**< 0,001**
HS-GC-NP	9,01 ± 1,31[bc]	12	9,29 (6,78 – 10,50)		
KHS-GC-NP	10,79 ± 1,76[c]	12	11,00 (6,31 – 12,74)		
EHS-GC-NP	10,45 ± 1,35[c]	12	10,79 (8,27 – 12,14)		
LS-GC-NP	5,06 ± 0,46[a]	12	5,15 (4,04 – 6,40)		
KLS-GC-NP	8,50 ± 1,30[b]	12	8,28 (6,83 – 11,31)		
D-GC-NP	17,06 ± 3,87[d]	12	15,29 (13,56 – 25,00)		

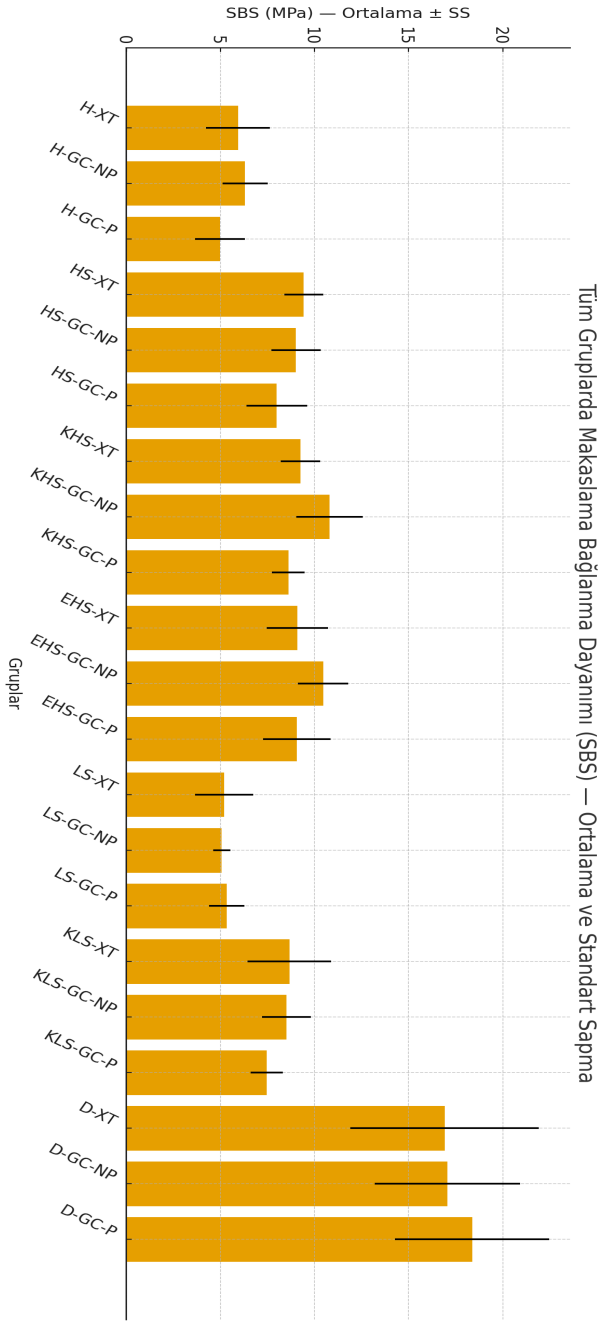
Tek yönlü varyans testi. a-d: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Tablo 4.10. Primer uygulanan GC Ortho Connect'in pürüzlendirme gruplarına göre makaslama bağlanma dayanımı (SBS) karşılaştırılması.

Gruplar	Ortalama ± S. Sapma	N	Ortanca (min-maks)	Test İst.	p
H-GC-P	4,97 ± 1,33[a]	12	4,74 (3,16 – 8,16)	54,23	**< 0,001**
HS-GC-P	7,99 ± 1,61[b]	12	8,23 (5,29 – 10,61)		
KHS-GC-P	8,61 ± 0,87[b]	12	8,59 (7,25 – 10,45)		
EHS-GC-P	9,06 ± 1,80[b]	12	8,63 (6,79 – 11,67)		
LS-GC-P	5,33 ± 0,93[a]	11	5,05 (4,29 – 6,94)		
KLS-GC-P	7,45 ± 0,85[b]	12	7,55 (6,06 – 8,62)		
D-GC-P	18,37 ± 4,10[c]	11	17,49 (10,97 – 25,40)		

Kruskal-Wallis H testi, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

- Transbond XT kullanılan gruplarda yüzey işlemine bağlı olarak anlamlı fark saptandı. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri HS-XT ve KHS-XT gruplarında gözlenmiş olup, bu iki grup istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. H-XT ve LS-XT grupları ise anlamlı derecede en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. Genel sıralama eğilimi: HS-XT ≈ KHS-XT ≥ EHS-XT ≥ KLS-XT > H-XT ≈ LS-XT şeklindedir. Küçük azı diş grubu (D-XT) ise zirkonya gruplarının tümünden anlamlı olarak yüksektir (Tablo 4.8).
- Ek primer uygulanmayan GC Ortho Connect gruplarında yüzey işlemine bağlı olarak anlamlı fark saptandı. Genel eğilim; KHS-GC-NP ve EHS-GC-NP en yüksek düzeydedir. HS-GC-NP ile KLS-GC-NP bunun hemen altında ve birbirine benzerdir. H-GC-NP ile LS-GC-NP ise en düşük düzeydedir. Küçük azı diş grubu (D-GC-NP) tüm zirkonya gruplarından anlamlı derecede yüksektir (Tablo 4.9).
- Ek olarak primer uygulanan GC Ortho Connect gruplarında yüzey işlemine bağlı olarak anlamlı fark saptandı. HS-GC-P, KHS-GC-P, EHS-GC-P ve KLS-GC-P benzer düzeyde yer almakta ve H-GC-P ile LS-GC-P gruplarından anlamlı olarak yüksektir. H-GC-P ve LS-GC-P birbirine benzerdir ve en düşük seviyeyi oluşturur. Doğal diş kontrolü (D-GC-P) ise tüm zirkonya gruplarından anlamlı derecede yüksektir (Tablo 4.10).



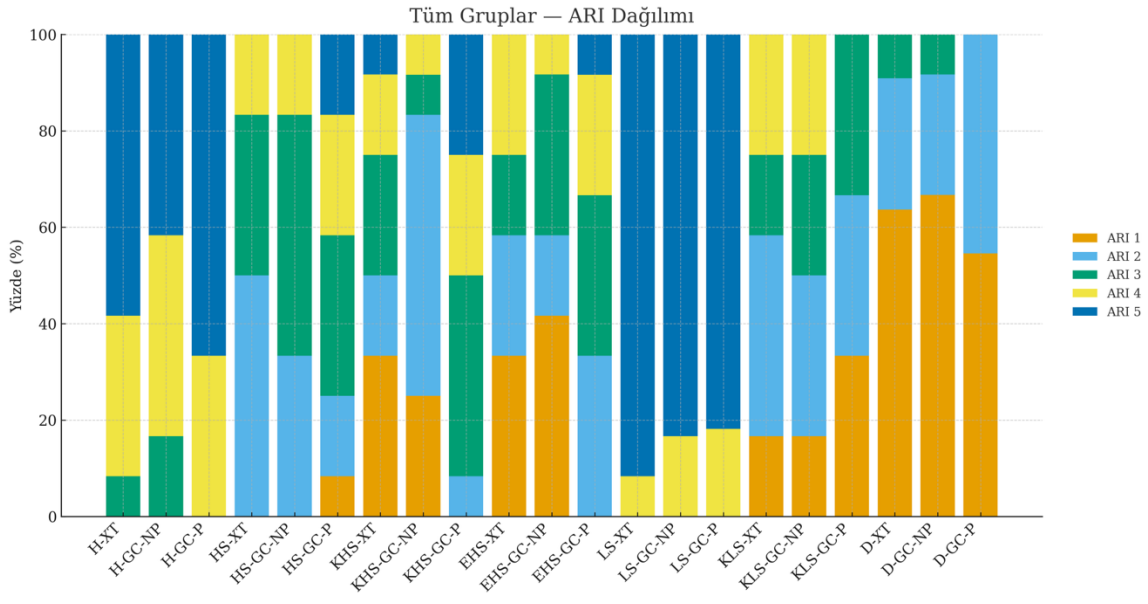
Şekil 4.2. Grupların makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi- ortalama ± SS

4.2. Adeziv Artık İndeksi (ARI) Skorlaması ile İlgili Bulgular

Işık mikroskobu (×20) altında incelenen monolitik zirkonya yüzeylerinde kopma bölgeleri değerlendirildiğinde; tüm örneklerin %11,6'sında artık kompozit tamamen zirkonya yüzeyinde kaldı (ARI 1), %20,5'inde artık kompozitin %90'dan fazlası yüzeyde kaldı (ARI 2), %20,9'unda %10–90 arası artık kompozit izlendi (ARI 3), %20,5'inde %10'dan az artık kompozit bulundu (ARI 4) ve %26,5'inde yüzeyde hiç artık kompozit kalmadı (ARI 5).

Aynı inceleme altında küçük azı diş gruplarının toplamında, örneklerin %61,8'inde tüm artık kompozit yüzeyde kaldı (ARI 1), %32,4'ünde %90'dan fazlası kaldı (ARI 2) ve %5,9'unda %10–90 arası artık kompozit izlendi (ARI 3). ARI 4 ve ARI 5 skorları görülmedi.

Çalışmamızda farklı pürüzlendirme işlemleri sonrası grupların ARI skor dağılımı incelenmiştir. ARI skorları istatistiksel olarak değerlendirilirken analizler adeziv sabitken yüzey işlemleri arasında ve yüzey sabitken adezivler arasında ayrı ayrı yapılmıştır. Buna göre, adezivler arasında anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0,05$). Buna karşılık, yüzey işlemleri arasında ARI dağılımı anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,001$) (Tablo 4.11).



Şekil 4.3. Tüm gruplardaki örneklerin ARI skoru bulgularının dağılımı

Tablo 4.11. Gruplara göre ARI (1–2/3/4–5) yüzdeleri detaylı dağılımı

Gruplar	Skor 1	Skor 2	Skor 3	Skor 4	Skor 5
H-XT	0 (0)	0 (0)	1 (8,33)	4 (33,33)	7 (58,33)
H-GC-NP	0 (0)	0 (0)	2 (16,67)	5 (41,67)	5 (41,67)
H-GC-P	0 (0)	0 (0)	0 (0)	4 (33,33)	8 (66,67)
HS-XT	0 (0)	6 (50,00)	4 (33,33)	2 (16,67)	0 (0)
HS-GC-NP	0 (0)	4 (33,33)	6 (50,00)	2 (16,67)	0 (0)
HS-GC-P	1 (8,33)	2 (16,67)	4 (33,33)	3 (25)	2 (16,67)
KHS-XT	4 (33,33)	2 (16,67)	3 (25,00)	2 (16,67)	1 (8,33)
KHS-GC-NP	3 (25,00)	7 (58,33)	1 (8,33)	1 (8,33)	0 (0)
KHS-GC-P	0 (0)	1 (8,33)	5 (41,67)	3 (25,00)	3 (25,00)
EHS-XT	4 (33,33)	3 (25,00)	2 (16,67)	3 (25,00)	0 (0)
EHS-GC-NP	5 (41,67)	2 (16,67)	4 (33,33)	1 (8,33)	0 (0)
EHS-GC-P	0 (0)	4 (33,33)	4 (33,33)	3 (25,00)	1 (8,33)
LS-XT	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (8,33)	11 (91,67)
LS-GC-NP	0 (0)	0 (0)	0 (0)	2 (16,67)	10 (83,33)
LS-GC-P	0 (0)	0 (0)	0 (0)	2 (18,18)	9 (81,82)
KLS-XT	2 (16,67)	5 (41,67)	2 (16,67)	3 (25,00)	0 (0)
KLS-GC-NP	2 (16,67)	4 (33,33)	3 (25,00)	3 (25,00)	0 (0)
KLS-GC-P	4 (33,33)	4 (33,33)	4 (33,33)	0 (0)	0 (0)
D-XT	7 (63,64)	3 (27,27)	1 (9,09)	0 (0)	0 (0)
D-GC-NP	8 (66,67)	3 (25,00)	1 (8,33)	0 (0)	0 (0)
D-GC-P	6 (54,55)	5 (45,45)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

Adeziv × ARI	Ki kare= 4.74	p=0.785
Yüzey × ARI	Ki kare= 218.86	p<0.001

- ARI 1–2'nin braket–adeziv arayüzünde adeziv kırık, ARI 3'ün miks, ARI 4–5'in seramik/diş–adeziv arayüzünde adeziv kırık olarak yorumlandığı bu çalışmada, substrat içinde koheziv kırık saptanmadı (Tablo 4.12).
- HF ile pürüzlendirilen gruplarda kopma belirgin biçimde seramik tarafında yoğunlaştı. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan tüm gruplarda da ayrılmalar %100 oranında ARI 4–5 ile seramik–adeziv arayüzünde gerçekleşti (Tablo 4.12).
- HF + Silan uygulanan gruplardan HS-XT braket tarafına eğilim gösterdi, HS-GC-NP miks karakterdeydi, HS-GC-P ise seramik tarafına eğilim gösterdi (Tablo 4.12).
- Kumlama + HF + Silan uygulanan gruplardan KHS-GC-NP braket tarafında belirgin üstünlük sergiledi, KHS-GC-P seramik tarafına yöneldi, KHS-XT ise braket ağırlıklıydı (Tablo 4.12).

- Elmas frez + HF + Silan uygulanan gruplardan EHS-XT ve EHS-GC-NP grupları braket-adeziv arayüzünde baskındı, EHS-GC-P ise tam dengeli miks dağılım gösterdi (Tablo 4.12).
- Kumlama + Lazer + Silan uygulanan tüm alt gruplar braket tarafı lehineydi. Doğal diş gruplarında ayrılmalar neredeyse tamamen braket–adeziv arayüzünde gözlendi (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Gruplara göre ARI (1–2/3/4–5) yüzdeleri ve baskın kopma tipi. ARI 1–2: braket–adeziv arayüzünde adeziv kırık; ARI 3: miks kırık; ARI 4–5: seramik/diş–adeziv arayüzünde adeziv kırık. İncelenen örneklerde substrat içinde koheziv kırık saptanmamıştır.

Gruplar	n	ARI 1-2 (%)	ARI 3 (%)	ARI 4-5 (%)	Baskın Kopma Tipi
H-XT	12	0	8,33	91,67	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
H-GC-NP	12	0	16,67	83,33	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
H-GC-P	12	0	0	100,00	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
HS-XT	12	50,00	33,33	16,67	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
HS-GC-NP	12	33,33	50,00	16,67	Miks
HS-GC-P	12	25,00	33,33	41,67	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
KHS-XT	12	50,00	25,00	25,00	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
KHS-GC-NP	12	83,33	8,33	8,33	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
KHS-GC-P	12	8,33	41,67	50,00	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
EHS-XT	12	58,33	16,67	25,00	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
EHS-GC-NP	12	58,33	33,33	8,33	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
EHS-GC-P	12	33,33	33,33	33,33	Miks (Eşit dağılım)
LS-XT	12	0	0	100,00	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
LS-GC-NP	12	0	0	100,00	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
LS-GC-P	11	0	0	100,00	Adeziv (seramik–adeziv arayüz)
KLS-XT	12	58,33	16,67	25,00	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
KLS-GC-NP	12	50,00	25,00	25,00	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
KLS-GC-P	12	66,67	33,33	0	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
D-XT	11	90,91	9,09	0	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
D-GC-NP	12	91,67	8,33	0	Adeziv (braket–adeziv arayüz)
D-GC-P	11	100,00	0	0	Adeziv (braket–adeziv arayüz)

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

Çalışmamızda, yüzey pürüzlendirme uygulamalarından sonra SEM görüntülemeleri alındı. Şekil 4.4'te gruplara ait x500 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntülemeleri verildi.

Yüzey pürüzlendirme uygulaması sonrası örnekler incelendiğinde;

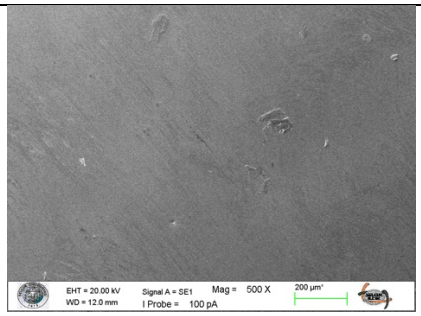
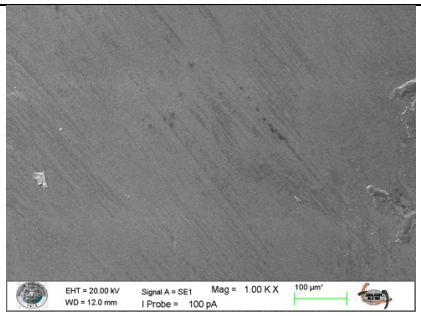
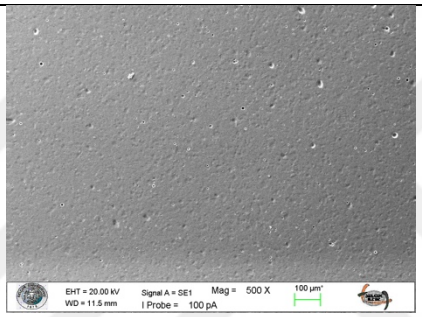
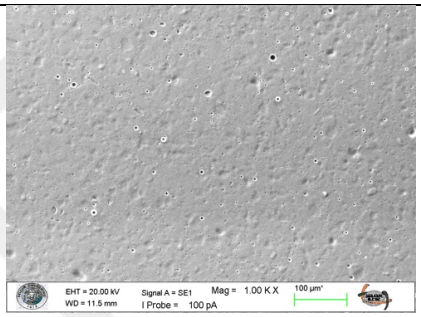
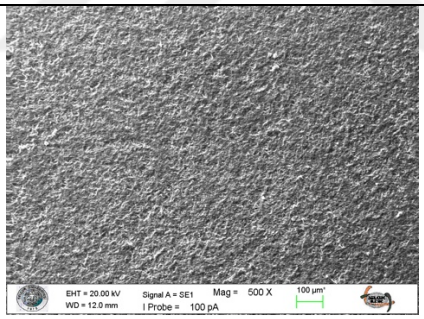
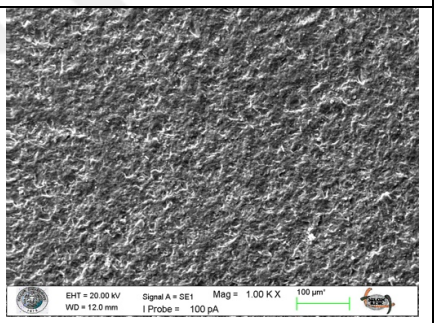
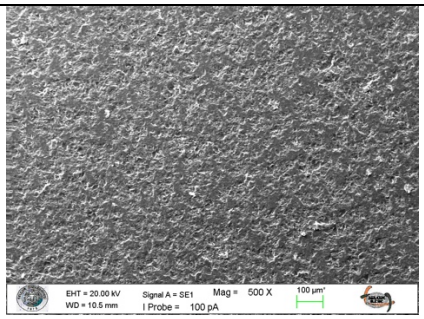
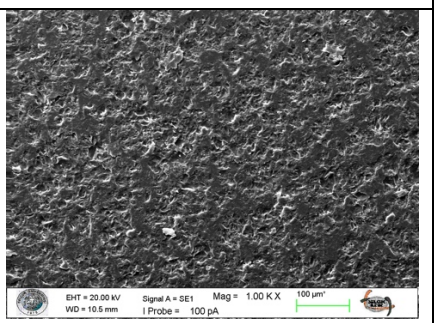
%9,6 HF uygulanan yüzeyde yaygın fakat sığ dairesel/oval mikro-çöküntüler ve iğne başı görünümünde noktacıklar izlenmiştir; yüzey 'süngerimsi' bir doku kazanmıştır. Matriksin genelinde ise düzgün, camımsı bir zemin korunmuştur (Şekil 4.4B).

Al_2O_3 ile kumlama uygulanmış monolitik zirkonyada yüzeyde girinti, çıkıntı ve soyulmalar görülmektedir. Mikrotutucu alanların oluşumu ile yüzey dokusunun değişiklik gösterdiği gözlenmiştir (Şekil 4.4C).

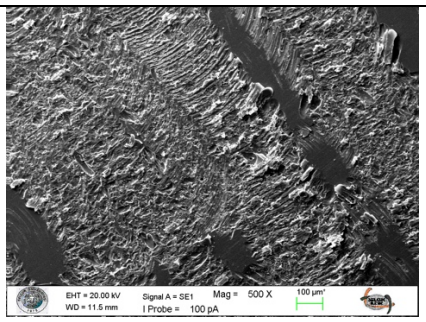
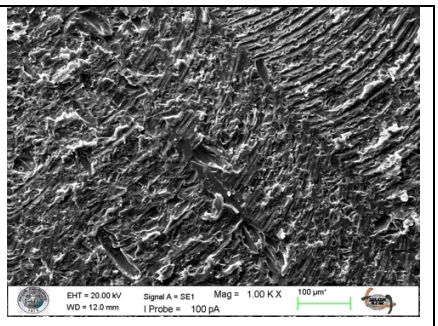
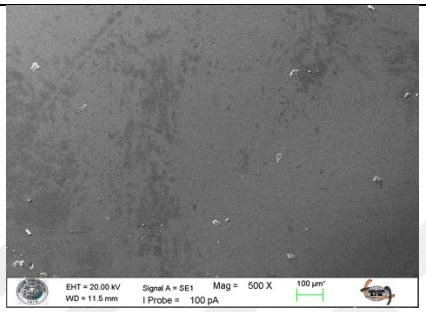
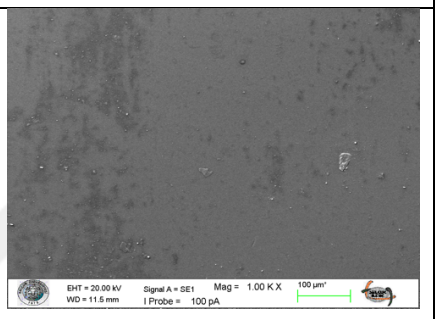
Al_2O_3 ile kumlama ardından Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış monolitik zirkonyada "kumlamaya özgü" yönsüz, yoğun ve keskin tepecik–vadi dokusu korunmaktadır (Şekil 4.4D).

Elmas frez uygulanmış monolitik zirkonya tipik oluk–sırt morfolojisini göstermektedir; yüzey boyunca yönlenmiş derin çizgiler, keskin sırtlar ve aralarında düzensiz yırtılma/oyulma alanları izlenmektedir (Şekil 4.4E).

Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış monolitik zirkonyada genel olarak düz ve camımsı bir zemin üzerinde yayılmış, düzensiz "leke" alanları ve çok sığ mikro-çöküntüler göstermektedir. Yer yer küçük, parlak partikül/debris adacıkları seçilmekte; ancak keskin tepecikler, belirgin vadiler ya da sürekli bir mikro-pürüzlenme dokusu izlenmemektedir (Şekil 4.4F).

	X500	X1000
İşlem görmemiş monolitik zirkonya (A)		
%9,6 Hidroflorik asit uygulanmış monolitik zirkonya (B)		
Al_2O_3 ile kumlama uygulanmış monolitik zirkonya (C)		
Al_2O_3 ile kumlama + Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış monolitik zirkonya (D)		

Şekil 4.4. Monolitik zirkonyanın farklı yüzey işlemleri sonrası SEM görüntüleri. Satırlar: (A) işlem görmemiş; (B) %9,6 HF; (C) 50 µm Al_2O_3 ile kumlama; (D) kumlama + Er,Cr:YSGG lazer; (E) elmas frez; (F) Er,Cr:YSGG lazer. Sütunlar: solda ×500, sağda ×1000.

Elmas frez uygulanmış monolitik zirkonya (E)		
Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış monolitik zirkonya (F)		

Şekil 4.4. Devamı Monolitik zirkonyanın farklı yüzey işlemleri sonrası SEM görüntüleri. Satırlar: (A) işlem görmemiş; (B) %9,6 HF; (C) 50 µm Al_2O_3 ile kumlama; (D) kumlama + Er,Cr:YSGG lazer; (E) elmas frez; (F) Er,Cr:YSGG lazer. Sütunlar: solda ×500, sağda ×1000.

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışma Amacının Tartışılması

Sabit ortodontik tedavilerde braketlerin yeterli tutuculuk göstermesi, tedavinin başarısında belirleyici bir unsurdur. Uygun bağlanma, braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençli olmasını sağlayarak, kopma riskini düşürür ve hem hekim hem de hasta açısından konforu artırır. Böylece klinik uygulamalarda hasta başında geçirilen süre kısalır, maliyetler azalır ve diş sert dokularında ve restorasyonlarda meydana gelebilecek kayıplar en aza indirilir.[148] Ortodontik braketlerin yapıştırılmasına yönelik olarak çeşitli adeziv materyaller geliştirilmiş olup, literatürdeki öncü araştırmalar günümüzde standart kabul edilen uygulama protokollerinin ve materyallerin şekillenmesinde önemli rol oynamıştır.[181] Braket ile mine yüzeyi arasındaki bağlantının dayanıklılığı; braket tabanının retansiyon özellikleri, kullanılan adeziv ajan ve diş yüzeyine uygulanan hazırlık işlemlerine bağlıdır. Güncel teknolojiler, yeni materyal seçenekleriyle bu bağlantıyı güçlendirmeye yönelik gelişim göstermeye devam etmektedir. Genellikle ortodontik braketlerin mine yüzeyine adezyonunda yüzey hazırlığı, primer uygulaması ve rezin bazlı yapıştırıcıların kombinasyonu tercih edilmektedir.[182]

Mevcut literatür ışığında, diş yüzeyine braket yapıştırma sürecinde pürüzlendirilmiş mine üzerine kompozit rezin uygulanmadan önce sıvı rezin kullanımının standart bir uygulama haline geldiği görülmektedir. Ancak ilerleyen dönemlerde, bu sıvı rezin basamağının atlanarak asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine doğrudan kompozit uygulanmasını değerlendiren araştırmalar, primer ajanının zorunluluğunu tartışmaya açmıştır.[160–162,183–185] Yapılan çalışmalarda, asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine primer uygulanan ve uygulanmayan gruplar karşılaştırıldığında, bağlanma dayanımı ve klinik performans açısından anlamlı farklılıklar saptanmamıştır.[160–162,183–185] Bu bulgular, primer basamağının elimine edilmesiyle hem klinikte geçirilen sürenin azaldığını hem de uygulama kolaylığı sağlandığını ortaya koymaktadır. Ayrıca ek basamaklara gerek kalmaksızın yeterli bağlanma dayanımının elde edildiği ve böylece teknik hassasiyetin de azaldığı çeşitli çalışmalarla desteklenmiştir.[169,186,187]

Kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistem GC Ortho Connect'in performansı pek çok çalışmada konvansiyonel sistemlerle benzer düzeyde bulunmuştur: total-etch/self-etch sistemlerle mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı açısından fark saptanmayan sonuçlar bildirilmiştir.[187] Geleneksel rezin kompozit adeziv olan Transbond XT ile karşılaştırmalarda çoğu kez istatistiksel fark bulunmamış, bazı koşullarda ek primer küçük bir SBS artışı ve dişte kalan adezivin azalmasıyla ilişkilendirilmiştir; bu artış klinikte rutin bir gereklilikten ziyade seçili, yüksek yük beklenen durumlarda düşünülebilir.[8] Diğer çalışmalar, kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistemin ek primer uygulanan ya da uygulanmayan hâliyle daha yüksek bağlanma sağlayabildiğini ve kohezif kırığın daha sık görülebildiğini göstermiştir.[9,13,188] Özetle, kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistem ile yeterli bağlanma dayanımı primer adımı olmaksızın da elde edilebilir; primerin katkısı protokole ve yüzeye bağlıdır. Bu nedenle çalışmamızda, farklı yüzey hazırlıklarında ve monolitik zirkonya yüzeyinde bu sistemin performansını sistematik olarak inceledik.

Son yıllarda tanı-tedavi teknolojilerindeki ilerlemeler ve estetik materyallerin performansındaki artış, erişkin ortodonti talebini yükseltmiştir; DSÖ (Dünya Sağlık Örgütü) verileri erişkinlerde seramik restorasyon kullanımının adölesanlara göre daha yüksek olduğunu göstermektedir.[189,190] Bu durum, seramik yüzeylerde braket adezyonunu klinik açıdan kritik hâle getirir. Silika-bazlı seramiklerde (feldspatik, lityum disilikat) bağlanma iki basamaklıdır: HF (Hidroflorik asit) ile cam matrisin seçici pürüzlendirilmesi ve silan aracılığıyla kimyasal bağ şeklindedir. Etkinlik seramiğin türüne ve glaze varlığına bağlıdır.[105,191,192] Mine ise fosforik asitle oluşturulan mikroporozitelere rezinin penetrasyonu ile öngörülebilir mikromekanik kilitlenme sağlar; "acid-etch" yaklaşımı 1955'ten beri temel ilkedir.[193,194]

Monolitik zirkonya, cam fazı içermeyen polikristalin bir seramiktir ve bu yönüyle silika bazlı cam seramiklerden ayrılır ve adeziv stratejiyi belirler.[195–197] Silika içermediği için HF ile klinik açıdan anlamlı bir mikropürüzlenme, silanla da kalıcı bir kimyasal bağ beklenmez. Bu nedenle zirkonyada mekanik ön-işlem ile kimyasal aktivasyonun birlikte kullanılması önerilir; özellikle 10-MDP (10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat) içeren primer/evrensel adezivlerin fosfat grupları Zr–O yüzeyleriyle koordine olarak bağlanmayı destekler.[118,198]

Yapılan literatür incelemesinde kendinden primerli tek aşamalı ortodontik adezivlerin glazeli monolitik zirkonya yüzeylerine, ayrı bir zirkonya/MDP primeri uygulanmaksızın doğrudan kullanımını değerlendiren bir klinik ya da karşılaştırmalı in-vitro çalışma bilgimiz dahilinde saptanmamıştır. Özellikle Er,Cr:YSGG lazerin glazeli zirkonya üzerindeki etkisini, aynı deney düzeni içinde kumlama / HF + silan / diğer mekanik yaklaşımlar ve mine referansı ile sistematik biçimde karşılaştıran, bağlanma dayanımı ile yüzey topografisi/kopma paternini birlikte ele alan çalışmaların yetersiz olduğu dikkati çekmektedir.

Çalışmamızda bu gereksinimlere yanıt olarak altı farklı yüzey işlem protokolüyle pürüzlendirilmiş glazeli monolitik zirkonya yüzeylerine metal ortodontik braketlerin bağlanmasında kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistemin (GC Ortho Connect) etkinliğinin makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi, Artık Adeziv İndeksi (ARI) skorlaması ve SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) görüntülemeleriyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve elde edilen değerlerin küçük azı diş referans gruplarıyla kıyaslanması amaçlanmıştır.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Önceki literatürde, ortodontik braketler için klinik açıdan kabul edilebilir makaslama bağlanma dayanımı (SBS) bandının yaklaşık 6–10 MPa aralığında olduğu önerilmiştir.[172,199–202] Bununla birlikte, bu aralığın sonuçlarını koşulsuz biçimde klinik uygulamalara taşımak mümkün değildir; çünkü ağız içi ortamda seramik–braket ara yüzeyine nem, yüzeydeki debris ve kontaminasyon, ısıl döngüler ile çiğneme kaynaklı mekanik yükler gibi pek çok çevresel etmen eşzamanlı olarak etki eder.[15,203–207] Her ne kadar *in vitro* modeller klinik gerçekliği tüm yönleriyle yansıtmasa da, yeni yöntem ve materyallerin *in vivo* kullanıma geçmeden önce öngörüsel değerlendirilmesi ve standardize karşılaştırmaların yapılabilmesi için temel bir araştırma basamağıdır.

Klinik performansı öngörebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında en sık uygulanan yapay yaşlandırma protokolleri termal siklus uygulaması ve suda bekletmedir. Termal siklus (genellikle 5–55 °C banyoları arasında) ağız içi sıcaklık dalgalanmalarını taklit ederek braket ve seramik altyapı ara yüzeyindeki termomekanik yorgunluğu laboratuvar koşullarında değerlendirmeyi amaçlar.[208,209] Monolitik zirkonyayla yapılan bir sistematik

derleme, termal siklusun çoğu çalışmada makaslama bağlanma dayanımını (SBS) düşürme eğiliminde olduğunu bildirmiştir.[210]

Kwak ve ark. ve Abd El-wahab ark., zirkonya üzerinde 1000 siklus uygulamasını raporlamıştır.[211,212] Çalışmamızda örnekler 5–55 °C'lik banyolarda 1000 siklus ile yaşlandırılmış; her banyoda 30 s bekleme, banyolar arası 10 s transfer uygulanmıştır. Sıcaklık ve süre bakımından ISO/TR 11405'e uyulmuştur.[209]

Termal siklus uygulamasının ardından gerçekleştirilen SBS testi, farklı yüzeylere yapıştırılan braketlerin bağlantı performansını değerlendirmede yaygın kabul gören standart yöntemlerden biridir.[213,214] Ancak test esnasında gerilmenin eşit yayılmaması olası olduğundan, sonuçların yorumu dikkatle yapılmalıdır. Bu bağlamda koheziv kopmaların görülmesi de şaşırtıcı değildir.[214–216]

Bu çalışmada, klinikte yaygın kullanılan glaze kaplı monolitik zirkonya (3Y-TZP) yüzeylerine metal braketlerin makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmak amacıyla; dört konvansiyonel pürüzlendirme protokolü (HF; HF + silan; Al_2O_3 ile kumlama + HF + silan; elmas frez + HF + silan) ile daha seyrek tercih edilen iki lazer temelli protokol (Er,Cr:YSGG lazer + silan; kumlama + Er,Cr:YSGG lazer + silan) uygulanmıştır. Elde edilen bağlantı performansı, geleneksel rezin kompozit adeziv (Transbond XT) ile, primeri reçine fazına entegre tek aşamalı bir sistem olan GC Ortho Connect kullanılarak değerlendirilmiş; bu sistem ek primer uygulanmadan ve karşılaştırmalı amaçla ek primer uygulanarak test edilmiştir. Böylece tüm bu protokolleri aynı deney düzeninde bir araya getiren, kapsamlı ve özgün bir tasarım hedeflenmiştir.

Monolitik zirkonya üzerinde yürütülen çok sayıda çalışmada, braket yapıştırma deneyleri için düz yüzeyli kare ya da dikdörtgen plakalar tercih edilmiştir.[217,218] Bu doğrultuda, braket tabanı için yeterli ve homojen bir yapışma alanı elde etmek ve üniversal test cihazının örnek tutucu/tabla düzenekleriyle uyumu sağlamak amacıyla numunelerimiz glaze kaplı monolitik zirkonyadan CAD/CAM ile 15×15×2 mm boyutlarında hazırlanmıştır. Seçilen bu geometri, Çağlar ve ark'nın (2023) raporladığı ölçülerle de uyumludur.[219]

Bu çalışmada makaslama testi, evrensel test cihazında 1 mm/dk hızıyla uygulanmış ve SBS değerleri megapaskal (MPa) cinsinden kaydedilmiştir. Değerler, kırılma anındaki

maksimum kuvvetin (N) braket taban alanına (mm^2) bölünmesiyle hesaplanmıştır (MPa = N/mm^2).[149,220–223] Literatürde sonuçların büyük ölçüde MPa olarak raporlanması nedeniyle, önceki çalışmalarla doğrudan karşılaştırılabilirliği sağlamak ve yöntemsel uyumu korumak amacıyla bu birim tercih edilmiştir.

Zirkonyayı pürüzlendirmede en sık kullanılan yöntemlerden birisi Al_2O_3 ile kumlamadır. Kumlama yönteminin bu kadar yaygın kullanılmasının temel nedeni, klinikte kolay uygulanabilir ve tekrarlanabilir olması kadar, alumina taneciklerinin yüzeyde mikromekanik tutuculuk sağlayan oluk ve çukurlar oluşturması, organik/kontaminant tabakayı etkin biçimde uzaklaştırması ve çoğu protokolde bağlanma direncini artırabilmesidir.[224] Bununla birlikte, kumlamanın etkisi kullanılan parametrelere (tanecik boyutu 25–250 µm, basınç/mesafe/süre) ve materyal sınıfına göre değişir; örneğin farklı alumina boyutlarının faz dönüşümü ve kırılma direnci üzerindeki etkileri birbirinden ayrışmaktadır.[225] Bazı çalışmalar kumlama sonrasında kırılma direncinin ve monoklinik faz hacminin arttığını bildirirken, diğerleri yüzey-altı değişimler nedeniyle mekanik davranışın olumsuz etkilenebileceğini vurgular; dolayısıyla parametre seçimi kritik önemdedir.[225,226]

Limpuangthip ve ark. (2023), monolitik zirkonya bloklara 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile, 2,5 bar basınç, 10 mm mesafe, 15 s süre ve yüzeye dik kumlama uygulamışlardır.[227] Bavbek ve ark. (2014), 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 20 s boyunca, 2,8 bar basınçla, 10 mm uzaklıktan dik olacak şekilde uygulamışlardır.[228] Amer ve ark. (2018), glaze kaplı monolitik zirkonya kronlara metal braket bağlarken kumlama için 50 µm Al_2O_3, 2.8 bar basınç, 10 mm mesafe, 15 s, yüzeye dik uygulama protokolünü kullanmışlardır.[62] Kim ve ark. (2017), 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile 10 s boyunca 0,3 MPa basınçla 10 mm uzaklıktan, dik olacak şekilde uygulamışlardır.[229]

Çalışmamızda yukarıdaki çalışmalar ile uyumlu olacak şekilde glaze kaplı monolitik zirkonya örneklerin yüzeyi, 50 µm alüminyum oksit tozu kullanılarak pürüzlendirildi. Cihazın püskürtme ucu, yüzeyden 10 mm uzaklıkta ve yüzeye dik tutuldu; 2,5 bar basınçla toz, tüm yüzey boyunca 15 saniye uygulandı. İşlemden sonra yüzeydeki toz kalıntıları hava ile uzaklaştırıldı; numuneler distile suda temizlendi ve hava ile kurutuldu. Tüm adımlar, örnek ölçüleri (15×15×2 mm) temel alınarak aynı şekilde uygulandı.

Hidroflorik asit, cam fazı içeren seramiklerde silika esaslı cam fazını seçici olarak çözüp mikrogözenekler ve kanalcıklar oluşturarak yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırdığı için genel seramik pürüzlendirmede en yaygın başvurulan yöntemlerden biridir.[230,231] Bu işlem, seramik yüzeyinde silanol oluşumunu takiben uygulanan silanla siloksan köprüleri üzerinden rezin faza kimyasal bağlanmayı kuvvetlendirir ve klinik protokoller bunu "HF ardından silan" düzeniyle standartlaştırır.[7,232]

HF klinikte çoğunlukla jel formunda %9–9,6 konsantrasyonda 60–90 s uygulanır ardından 30–60 s silan uygulaması takip eder.[7] Polikristalin monolitik zirkonya çekirdeği cam faz içermediği için HF'ye dirençliyken, glaze tabakasındaki silika HF ile selektif olarak aşınır; ortaya çıkan mikroporoz yapı ve Si-OH açısından zengin bölgeler silanın siloksan ağı kurulumu için elverişlidir.[100,233–237] Bu mekanizma, glazeli zirkonyada HF + silan protokollerinin klinikçe kabul edilebilir bağlar verebilmesini açıklar; öte yandan bazı çalışmalarda üniversal/silanlı primer tek başına da yüksek performans bildirilmiştir.[211,238]

Çalışmamızda glaze kaldırılmadan %9,6 HF 90 s uygulanmış, bol suyla yıkanıp kurutulmuş; HS (HF + silan) gruplarında silan 60 s bekletilmiştir, uçucu çözücüler hava ile uzaklaştırılmış ve yüzey kontaminasyondan korunarak braket yapıştırma işlemine geçilmiştir. H (sadece HF uygulanan) ve HS (HF + silan) grupları silanın katkısını izole etmek amacıyla planlanmış, parametreler gruplar arası karşılaştırılabilirlik için sabitlenmiştir.

Seramik yüzeylere rezin esaslı materyallerin güvenilir bağlanması; mikromekanik tutuculuğu artıran topografik değişim ve cam fazı içeren yüzeylerde silan aracılı kimyasal bağın birlikte sağlanmasına dayanır.[10,239] Bu nedenle kumlama + HF + silan (KHS) sıralaması amaca uygundur: kumlama yüzeyi temizleyip mikropürüzlendirerek ıslanabilirliği artırır; HF, glaze porselenin cam fazını seçici aşındırarak mikroretansiyon alanları oluşturur; silan, silika içeren bu zeminde rezine kimyasal bağ kurar.[206,239] Cam seramiklerde (feldspatik, lityum disilikat) bu kombinasyonun, tek başına lazer ya da tek başına HF'ye göre çoğu çalışmada daha yüksek ya da en azından eşdeğer bağlanma verdiği bildirilmiştir; sistematik derlemeler de bu eğilimi destekler.[238] Bu nedenle çalışmamızda monolitik zirkonyada KHS protokolünü ayrı bir grup olarak değerlendirdik; amacımız tekil protokollere göre olası ek kazancı nicel olarak göstermek, glazeyi

kaldırmadan mikroretansiyon + kimyasal bağın eşzamanlı etkinliğini sınamak ve ARI ile yaşlandırma sonrası dayanımın protokole duyarlılığını incelemekti. KHS-XT, KHS-GC-NP ve KHS-GC-P gruplarında kumlama sonrası HF ve silan uygulanmıştır.

Elmas frez, klinikte kolay erişilebilir olması ve hızlı ve seçici mikroporozite oluşturabilmesi nedeniyle porselen yüzey hazırlığında yaygın bir seçenektir; ancak porselenlerde tek başına frezlemenin çoğu çalışmada HF + silan gibi kimyasal adımlara kıyasla daha düşük bağlanma verdiği bildirilmiştir.[240,241] Zirkonyada frezleme, mikromekanik tutuculuğu artırır ve MDP içeren sistemlerle eşleştiğinde bağ dayanımını yükseltebilir; buna karşın agresif parametreler mikroçatlak ve faz dönüşümü riskini artırabileceğinden parametre seçimi kritiktir.[227] Glazeli zirkonyada frezleme, uygulama şiddetine bağlı olarak glazeyi kısmen/tamamen kaldırıp silanlanabilir cam fazı azaltabileceği için, kimyanın "çıplak zirkonya" (ör. MDP) yönüne kaymasına yol açabilir.[211]

Kwak ve ark. (2016), glazeli zirkonya yüzeylere metal braket bağlamada yüksek hızlı el aleti ile 106–125 µm tane boyutunda elmas frez kullanmıştır.[211] Çakır ve ark. (2023), 4Y-TZP üzerinde su soğutması altında 20 µm (ultra-ince) grit ile 40.000 rpm, 10 sn uygulama yapmış ve klinik güvenlik açısından ultra-ince grit ve kısa süre kullanımını vurgulamıştır.[242] Limpuangthip ve ark. 3Y-TZP bloklarda 106 µm tane boyutlu standart çift konik elmas frezi, frezin düz yüzeyi numuneye paralel olacak şekilde uygulamıştır. [227] Rungthinphutthichai ve ark. (2025) 15, 40, 80 ve 120 µm olmak üzere dört farklı grit ile standart silindirik, yuvarlatılmış kenarlı frezi yüksek hızlı el aleti üzerinde; frez sabit, numune taşıyıcısı tek doğrultuda (sol-sağ) hareketli olacak biçimde kullanmış ve 40 µm'den daha yüksek gritlerin tercih edilmemesini önermiştir.[243]

Çalışmamızda yüzeye dik açıyla su soğutması altında 20 µm gritli elmas frez ile 2-3 saniyelik tek geçişli temasla baskı uygulamadan pürüzlendirme gerçekleştirdik. Her örnek için yeni frez kullanılarak yüksek devirli hava türbini ile uygulanmıştır. Bu şekilde çalışmamızın amacı, glazeyi tamamen kaldırmadan yüzeyde minimal fakat kontrollü mikropürüz oluşturmaktı.

Porselen yüzeyler üzerinde ortodontik braket bağlanımını artırmak amacıyla lazerle yüzey modifikasyonu son yıllarda sıkça araştırılmış ve kimi protokollerde HF + silan gibi

geleneksel yaklaşımlara alternatif ya da tamamlayıcı bir seçenek olarak raporlanmıştır. Sistematik derlemeler, lazer uygulamasının genel olarak SBS'yi artırabildiğini, ancak etkinliğin seramik tipi, yüzeyin glaze/deglaze oluşu ve parametre ayarlarına duyarlı olduğunu vurgular.[67,238] CO_2 lazer için çalışmalar, uygun güç/süre kombinasyonlarında porselen–braket bağlanımının klinikçe kabul edilebilir düzeylere çıkabildiğini göstermiştir.[7,70,244] Nd:YAG/Er:YAG ile karşılaştırmalı çalışmalarda da mikropürüzlülük ve yüzey enerjisindeki artışa bağlı bağ artışı bildirilmiş; bazı protokollerde HF ile kombinasyon daha öngörülebilir bulunmuştur.[245,246]

Zanjani ve ark. (2015), monolitik zirkonya Er,Cr:YSGG lazer ile 3 W/50 s ile kabul edilebilir pürüzlülük elde etmiştir.[247] Kırmalı ve ark. (2015), monolitik zirkonyada 1–6 W aralığında gücün yükselmesiyle yüzey pürüzlülüğünün artığını ve Al_2O_3 kumlamayla karşılaştırmalı morfolojik değişimleri göstermiştir.[248] Mirhashemi ve ark. (2018) porselende %9 HF (± lazer) kollarının en yüksek bağı verdiğini; Er,Cr:YSGG'nin tek başına genellikle eşik civarında, Er:YAG'ın ise bu ayarlarda eşik altında kaldığını raporlamıştır.[249] Feldspatik porselen ve lityum disilikatta da benzer sonuçlar rapor edilmiştir: Er,Cr:YSGG ile klinikçe kabul edilebilir bağlanma elde edilebilse de HF çoğunlukla daha yüksek SBS üretmektedir; bazı lityum disilikat protokollerinde Er,Cr:YSGG + silan klinik bir alternatif olarak bildirilmiştir.[250–252]

Mevcut literatür bir araya getirildiğinde, glazeli monolitik zirkonya yüzeylerinin Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirilmesinde "en uygun" parametreler konusunda net bir fikir birliği olmadığı görülmektedir.[247–252] Genel olarak lazer çalışmalarında güç 2–6 W (Watt), frekans 10–50 Hz (Hertz), süre 10–60 s gibi geniş aralıklar, uç çapı 0,6–0,8 mm ve mesafe ~1 mm rapor edilmekte; ayrıca yüzey tipi, yaşlandırma ve adeziv seçimi gibi değişkenler karşılaştırılabilirliği sınırlamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda glazeli monolitik zirkonya üzerinde lazer parametrelerini, hem klinik güvenlik hem de ölçülebilir mikropürüzlülük üretme hedeflerini birlikte karşılayacak şekilde standardize ettik: 0,6–0,8 mm uç ile 4,0 W güç ve 20 Hz frekans, %50 hava-%50 su soğutma ayarlarında, ışın demeti yüzeye dik ve yaklaşık 1 mm mesafede tutularak 30 s süre ile lazer uygulandı. Amaç, mikroçatlak, termal hasar ve faz dönüşümü riskini yükseltmeden, glaze'i koruyarak kontrollü morfolojik değişim sağlamak ve sonrasında silan ile glaze'in silika fazı üzerinden kimyasal bağlanmayı desteklemektir.

Her iki yöntemin literatürde tek başına etkili bulunması nedeniyle, olası tamamlayıcılığı sınamak için Er,Cr:YSGG lazer ve Al_2O_3 kumlamayı hem ayrı hem de ardışık (KLS) kollar olarak değerlendirdik. Kumlama kontaminasyonu uzaklaştırıp makroretansiyon sağlar; Er,Cr:YSGG lazer ise yüzey enerjisini artırarak rezin penetrasyonunu destekleyebilir.[238,241,249,253,254]

Çalışmamızda tüm gruplarda yüzey işlemlerinin ardından üç farklı yapıştırma yöntemi uygulandı: (i) Transbond XT Primer + Transbond XT kompozit, (ii) ek primer kullanmadan GC Ortho Connect (kendinden primerli tek aşamalı sistem), (iii) Transbond XT Primer + GC Ortho Connect. Amaç, primer basamağı içeren/içermeyen ortodontik sistemlerin, aynı yüzey hazırlığı altında ne ölçüde farklı performans verdiğini ve hangi kombinasyonların klinik olarak daha öngörülebilir sonuçlar oluşturduğunu aynı tasarım içinde görmektir. Bu yaklaşım, cam fazlı seramiklerde adeziv seçiminin sonuçlar üzerindeki belirleyici etkisini gösteren güncel karşılaştırmalı çalışmalarla uyumludur.[72]

Porselenlerde (özellikle feldspatik ve lityum disilikat) klasik sıra, yüzey pürüzlendirmeyi takiben silan ve ardından ortodontik rezin sistemidir; silan, cam faz üzerinde siloksan köprüleriyle kimyasal bağ kazandırarak bağlanmayı anlamlı biçimde yükseltir. Birçok in-vitro çalışmada bu kimyasal eşleşme sağlandığında, Transbond XT tabanlı protokoller güvenilir bağ dayanımları üretmiştir.[72,255] Silan sonrası Transbond XT Primer kullanımı, seramik yüzeyde ıslanabilir bir ara film oluşturarak rezin penetrasyonunu kolaylaştırır; ancak ek bir işlem basamağıdır.[72] Glazeli tam-kontur zirkonyada ise glaze tabakası silika içerdiği için silan içeren protokoller metal braket bağında daha uygun görünür; glazeli yüzeylerde "porselen (silan) primer"in zirkonya primerine üstün olduğu, hatta temizlenmiş glazeye tek başına silan uygulamasının pratik ve etkili olabildiği gösterilmiştir.[211,256]

GC Ortho Connect, ek primer gerektirmeyen (kendinden primerli) tek aşamalı bir sistemdir ve bu yapı klinikte zaman ile basamak kolaylığı sağlar. Bununla birlikte cam fazlı seramiklerde, *no-primer* olarak sunulan sistemlerin dahi silan desteğine ihtiyaç duyabildiğini bildiren çalışmalar vardır.[257] Bu nedenle "Transbond XT Primer + GC Ortho Connect" kolu, silan dışı bir etki olarak primerin ıslatma/ara film katkısını sınamak amacıyla dahil edilmiştir.[72]

Braketler yerleştirildikten sonra rezinler, LED kür cihazı VALO (Ultradent, South Jordan, UT, ABD**)** ile polimerize edildi. Işık ucu braket tabanına paralel, yüzeye dik ve yaklaşık 1–2 mm mesafede konumlandırıldı. Metal braketin gölgeleme etkisini azaltmak için mezial ve distal kenarlardan 10'ar s ışınlama yapılarak toplam 20 s uygulandı; bu protokol metal braketlerde literatürde yaygın kullanılan mezial-distal çift yön kür yaklaşımıyla ve VALO kullanan raporlarla uyumludur.[258–260]

5.3. Bulguların Tartışılması

5.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Bulgularının Tartışılması

Sabit Yüzey Hazırlığı Koşullarında Adeziv Sistemlerinin SBS Bulgularının Tartışılması

Çalışmamızda glazeli monolitik zirkonya üzerinde altı yüzey protokolü altında üç adezivin performansı karşılaştırılmıştır. Adezivler arası anlamlı fark yalnızca HF (H), HF + silan (HS) ve kumlama + HF + silan (KHS) protokollerinde saptanmış; elmas frez + HF + silan (EHS), lazer + silan (LS) ve kumlama + lazer + silan (KLS) protokollerinde ise üç adeziv istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Tablo 4.1-4.6).

Bu çalışma sonucunda yalnızca hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirilmiş glazeli monolitik zirkonya yüzeylerinde ortalama bağlanma dayanımları ek primer uygulanmadan kendinden primerli tek aşamalı sistem (GC Ortho Connect) (H-GC-NP), Transbond XT (H-XT) ve ek primer uygulanan GC Ortho Connect (H-GC-P) için sırasıyla 6,31±1,20, 5,93±1,69 ve 4,97±1,33 MPa olarak belirlenmiş; en yüksek değer H-GC-NP, en düşük değer ise H-GC-P grubunda elde edilmiştir (Tablo 4.1). Bu değerler, ortodontide klinik kabul edilebilir aralık olarak görülen 6–10 MPa eşiğinin alt sınırına yakın konumlanmaktadır.[1,261–263]

HF + silan (HS) uygulanan gruplarda bağlanma dayanımları HS-XT, HS-GC-NP ve HS-GC-P için sırasıyla 9,42±1,04, 9,01±1,31 ve 7,99±1,61 MPa şeklinde bulunmuştur (Tablo 4.2). HS-XT ile HS-GC-P arasında anlamlı fark bulunduğu, HS-GC-NP'nin ise HS-XT ve HS-GC-P ile istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Çalışmamızda HF ve HF + silan uygulanan gruplarda Transbond XT ile ek primer uygulanmayan GC Ortho Connect benzer SBS vermiştir, ayrı bir primer eklenmesi SBS'e katkı sağlamamıştır. Bu bulgu, arayüz yönetimi ile uyumludur: GC Ortho Connect'in tasarımı gereği primer fazı adezive entegredir; ek bir primer katmanı ikinci bir arayüz/film oluşturarak viskoziteyi ve film kalınlığını artırabilir; çözücü kalıntısının uzaklaştırılmasını zorlaştırabilir ve HF ile oluşan mikroretansiyonlara doğrudan penetrasyonu sınırlayabilir. Literatürde ek bir ara katmanın bazı düzeneklerde SBS'yi azalttığı rapor edilmiştir.[264]

Shapinko ve ark., in-vitro çalışmalarında (Transbond XT Primer + Transbond XT adeziv, GC Ortho Connect, Transbond XT Primer + GC Ortho Connect) gruplar arasında SBS farkı bulmamış ve GC Ortho Connect'in tek başına yeterli olduğunu raporlamıştır.[8]

Esmaily ve ark. ise universal bond eklendiğinde, hem GC Ortho Connect hem de bir diğer kendinden primerli adeziv sistem olan OrthoCem ile SBS'nin azaldığını; en yüksek değerin GC Ortho Connect'in tek başına uygulandığı grupta elde edildiğini göstermiştir.[264]

Perković ve ark. mine üzerinde SBS açısından anlamlı fark saptamamış ve her iki yaklaşımın da laboratuvar koşullarında yeterli bağ sağladığını bildirmiştir.[12]

Ok ve ark. 12 aylık klinik izlemde braket başarısızlığı oranlarını benzer, in-vitro SBS'leri karşılaştırılabilir bulmuş; ayrıca tek bileşenli sistemlerin koltuk başı süresini çene başına 1–2 dk kısalttığını rapor etmiştir.[265]

Bilen ve Çokakoğlu da GC Ortho Connect'in SBS ve mikrosızıntı profilini konvansiyonel protokollerle kıyaslanabilir bulmuştur.[187]

Bazı in-vitro çalışmalarda ise GC Ortho Connect'in Transbond XT'ye göre daha yüksek ortalama SBS verdiği ve debonding açısından mineyi daha iyi koruduğu gösterilmiştir.[13]

Benzer biçimde El Helou ve ark., GC Ortho Connect'in (primerli/primersiz) hem üç basamaklı konvansiyonel sisteme hem de self-etch iki basamaklı protokole kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı üreterek klinik kullanım için uygun bir alternatif olduğunu bildirmiştir.[9]

Bu sonuçlar, GC Ortho Connect'in primersiz kullanımının Transbond XT ile çoğu in-vitro/klinik çalışmada eşdeğer olduğu; ara tabaka eklenmesinin her zaman yarar sağlamadığı, kimi düzeneklerde SBS'yi azalttığı bulgularıyla uyumludur.

Çalışmamızda Kumlama + HF + Silan (KHS) protokolünde ortalama SBS değerleri; KHS-GC-NP, KHS-XT ve KHS-GC-P için sırasıyla 10,79±1,76 MPa, 9,25±1,04 MPa ve 8,61±0,87 MPa bulunmuştur (Tablo 4.3). KHS-GC-NP'nin her iki gruptan anlamlı yüksek; KHS-XT ise KHS-GC-P'den anlamlı yüksektir. Sıralama KHS-GC-NP > KHS-XT > KHS-GC-P şeklindedir.

KHS'de kumlama (mikromekanik), HF'nin glaze cam fazında seçici aşındırması ve silanın kimyasal köprüleri birlikte devreye girerek seramiklerde tekil uygulamalara kıyasla daha yüksek SBS ile uyumlu bir mikromekanik + kimyasal sinerji oluşturur.[255,266,267]

Bu şekilde ek primer uygulanmayan GC Ortho Connect'in (KHS-GC-NP) en yüksek değeri vermesi iki nedenle açıklanabilir: (i) kendinden primerli tek-adım tasarım fazlar arasında ek bir arayüz oluşturmadan çalıştığı için film kalınlığı/viskozite ve çözücü artığına bağlı zayıf tabaka riski azalır; HF + silan ile oluşan mikro girintilere daha doğrudan ıslatma–penetrasyon sağlanır,[264,268,269] (ii) formülasyonunda fosforik ester monomerleri ve 10-metakriloiloksi-desil dihidrojen fosfat (10-MDP) bulunduğuna dair veriler mevcuttur; bu monomerler zirkonya oksit yüzeyleriyle kimyasal etkileşim kurabilir.[180,188,270] 10-MDP'nin zirkonya ile Zr–O–P iyonik bağları oluşturduğu, buna bağlı bağlanma artışı sağladığı çalışmalar bulunmaktadır.[118,271,272]

Nagaoka ve ark. MDP'nin zirkonya oksitle doğrudan kimyasal etkileşim kurduğunu spektroskopik olarak ortaya koyarken, aynı çalışmada MDP derişimine bağlı SBS artışı da göstermiştir.[118] Chen ve ark. ise XPS ile Zr–O–P bağlarının varlığını doğrulamış, MDP'nin yaklaşık %10 (ağırlıkça) derişiminin zirkonya astarlarında en uygun kimyasal eşleşmeyi verdiğini bildirmiştir.[271] Kitayama ve ark., MDP-primerlerin zirkonyada belirgin üstünlük sağladığını; silanların ise esasen silika-içerikli seramikler için etkili olduğunu göstermiştir.[273]

Çalışmamızda küçük azı dişleri üzerinde üç adezivin karşılaştırmasında gruplar arasında istatistiksel fark saptanmadı. Bununla birlikte, GC Ortho Connect'e primer eklenmesi (D-

GC-P) ortalama değeri numerik olarak yükseltti. D-XT ve D-GC-NP birbirine yakın, D-GC-P biraz daha yüksek bulunmuştur. Bu, primerin mine üzerinde ıslatma/penetrasyonu iyileştirerek sınırlı bir artış oluşturabileceğini bildiren çalışmalarla uyumlu, fakat birçok araştırma GC Ortho Connect'in primersiz hâliyle de Transbond XT'ye çoğunlukla eşdeğer SBS verdiğini ve ek primerin tutarlı bir üstünlük sağlamadığını göstermektedir; farklar çoğu kez protokole duyarlıdır.[8,187,188,258,264]

Çalışmamızda genel olarak, glazeli monolitik zirkonyada çoğu yüzey hazırlığında GC Ortho Connect'in primersiz kullanımı Transbond XT ile benzer düzeyde SBS üretirken, GC Ortho Connect'e ayrı primer eklenmesi ek bir film tabakası oluşturduğundan ek bir kazanım sağlamamış ve bazı koşullarda ortalamayı düşürmüştür. KHS altında GC-NP'nin XT ve GC-P'ye üstünlüğü, tek-adım arayüz yapısıyla daha iyi ıslatma ve 10-MDP'nin zirkonya yüzeyinde olası kimyasal katkısıyla açıklanabilir. Küçük azı diş gruplarında ise üç adeziv arasında fark saptanmamış, yalnız GC-P'de küçük bir ortalama artışı gözlenmiştir; bu artış klinik anlamlılık taşımamış ve literatürde primerin mine üzerindeki sınırlı katkısını bildiren çalışmalarla uyumlu görünmüştür.[8,187,258,264]

Bazı in-vitro çalışmalar, primer entegre tek-adım bir adeziv olan GC Ortho Connect üzerinde ek bir primer katmanının bağlanma dayanımını artırabileceğini gösterirken diğerleri bu artışın küçük ve istatistiksel olarak anlamsız kaldığını bildirmiştir.[8,9,188]

Kaynaklardaki farklılıklar, asitleme/uygulama süreleri, hava ile kurutma ve film kalınlığı gibi uygulama ayrıntıları ile kür parametreleri ve substrat tipine duyarlıdır; tek-adım sistemler uygulamayı basitleştirir ancak üzerine ek ara tabaka eklendiğinde bu avantaj azalabilir.[121,264,274–277]

Son olarak, bu çalışmaların çoğu mine üzerinde yürütülmüştür; porselen/zirkonya verileri yüzeye özgü ajanları kıyaslamaya odaklanır ve kendinden primerli tek aşamalı sistem + ek primerin glazeli monolitik zirkonyadaki etkisini sınırlı ele alır.[211,278] Bu nedenle, glazeli monolitik zirkonya üzerinde kendinden primerli tek aşamalı sisteme ek primer uygulamasını doğrudan test eden mevcut çalışmamız, hem materyal hem de substratı birlikte ele alması bakımından özgün bir katkı sunmaktadır.

Sabit Adeziv Koşullarında Farklı Yüzey Hazırlıklarının SBS Bulgularının Tartışılması

Transbond XT için en yüksek bağlanma dayanımı değerleri HS (HF + silan), KHS (Kumlama + HF + silan) ve EHS (Elmas frez + HF + silan) gruplarında gözlenmiştir; bu üç grup istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. KLS (Kumlama + lazer + silan) grubu ise sayısal olarak bu grupları takip etmekle birlikte istatistiksel olarak EHS grubuna benzerlik göstermiştir. Hidroflorik asit (H) ve LS (Lazer + silan) en düşük düzeydedir (Tablo 4.8).

Ek primer uygulanmayan GC Ortho Connect için, Kumlama + HF + silan ve Elmas frez + HF + silan en yüksek düzeydedir; HF + silan bu üst grupla istatistiksel olarak örtüşen ara bir konumdadır; bunun altında Kumlama + lazer + silan yer alır; en düşük düzeyde ise Hidroflorik asit ve Lazer + silan bulunur (Tablo 4.9).

Ek primer uygulanan GC Ortho Connect için, HF + silan, Kumlama + HF + silan, Elmas frez + HF + silan ve Kumlama + lazer + silan aynı düzeyde en yüksek grubu oluşturur; Hidroflorik asit ve Lazer + silan en düşük düzeydedir. Doğal diş kontrolü ise tüm zirkonya gruplarından daha yüksektir (Tablo 4.10).

Adeziv sabitken pürüzlendirme protokollerinin genel resmi şu şekilde özetlenebilir: En üst ve/veya en istikrarlı bant, Kumlama + HF + silan (KHS) ile Elmas frez + HF + silan (EHS) protokolleridir; bunları çoğu durumda Kumlama + lazer + silan (KLS) ve HF + silan (HS) orta–yüksek bir düzeyde; sadece HF (H) ve lazer + silan (LS) ise genel olarak en düşük profilde seyretti. Bu desen, Yassaei ve ark.'nın çalışmasında da görüldü: kumlama en yüksek, HF en düşük, lazer kolları ara bantta yer aldı.[279]

Glazeli monolitik zirkonyada glaze'in cam fazı HF'ye duyarlı olduğundan HS tek başına orta bant vermektedir; aynı kimyasal hazırlığa mekanik pürüzlendirme eklendiğinde (KHS/EHS) bağ üst banda yükselmiştir; LS'nin düşük seyri ise erbiyum lazerlerinin zirkonyada parametreye duyarlı, çoğu protokolde yetersiz pürüzlülük üretmesiyle açıklanabilir.[105,211]

Literatür, glazeli zirkonya üzerinde HF (± silan) ile elde edilen kimyasal hazırlığın etkili olduğunu ve bu hazırlığın mekanik pürüzlendirme ile birleştirildiğinde bağın artabildiğini göstermektedir. Cheung ve ark. glazede HF'nin çıplak zirkonyaya kıyasla mikro-retansiyon ve kimyasal bağa uygun yüzey oluşturduğunu, Sarthak ve ark. HF ile

pürüzlendirilmiş glaze'in kumlanmış yüzeye göre daha poröz/irregüler cam-faz topografisi verdiğini bildirmiştir.[280,281] Valian ve Moravej-Salehi, önce kumlama ardından HF uygulandığında asit paterninin daha derine işlediğini SEM ile göstererek mekanik & kimyasal etkileşime morfolojik kanıt sunmuştur.[282] Karan ve ark. ise porselenlerde kumlama + HF (±silan) protokollerinin sadece kumlamaya göre belirgin bağlanma artışı sağladığını raporlamıştır.[283] Pédemay ve ark. glazeli zirkonyada HF + silan sonrası Transbond XT ile bağlanmanın arttığını, Kwak ve ark. ise glazeli tam kontur zirkonyada silan temelli yaklaşımın üstün, zirkonya primerinin ise ancak altyapı açığa çıktığında anlamlı olduğunu vurgulamıştır.[72] Bu birincil bulgular, ortodontik bağlamda porselen/glaze temelli yüzeyler için HF sonrası silan ve uygun mekanik hazırlığın en etkili stratejiler arasında yer aldığını belirten güncel derleme ile de örtüşmektedir.[238] Bizim çalışmamızda HS'nin tek başına orta, buna kumlama/elmas frez eklendiğinde (KHS/EHS) yüksek SBS üretmesi; yalnız HF ve lazer + silan gruplarının düşük kalması, söz konusu mikromekanik + kimyasal tamamlayıcılığı nicel olarak doğrulamaktadır.

Çalışmamız glazeli monolitik zirkonya üzerinde tasarlansa da, kullandığımız bazı protokoller (özellikle kumlama/elmas frez içeren KHS/EHS) glaze tabakasını kısmen kaldırıp zirkonya çekirdeğini yer yer açığa çıkarabildiğinden, glazesiz çekirdek zirkonyaya ilişkin kanıtlar mekanizmanın yorumlanması açısından doğrudan önem taşır. Bu bağlamda literatür, HF'nin çıplak zirkonyada tek başına sınırlı etkili olduğunu; buna karşılık mekanik pürüzlendirme ile MDP temelli kimyanın eşleştirilmesinin bağlanmayı belirgin artırdığını göstermektedir: Manne ve ark. kumlama + HF + silan + MDP kombinasyonunda en yüksek, yalnız HF + silanda en düşük değeri bildirmiştir[284]; Limpuangthip ve ark. mekanik (frez/kumlama) + MDP içeren sistemlerin braket bağını yükselttiğini göstermiştir[227]; Brown ve ark. farklı zirkonya markalarında kumlama + 10-MDP primer düzeneklerinin genel olarak daha yüksek bağ verdiğini, marka değişkenliğine rağmen eğilimin korunduğunu raporlamıştır[285]; Khaled ve Al Jwary ise kumlama + Transbond XT kolunda en yüksek, HF kollarında ise belirgin düşük değerler saptamıştır.[286] Bu birincil bulgular, "mekanik aktivasyon + uygun kimya (özellikle MDP)" üstünlüğünü vurgulayan derleme sonuçlarıyla da uyumludur.[238] Çalışmamızda glazeli monolitik zirkonyada kimyasal (HF + silan) hazırlığın mekanikle (kumlama/elmas frez) birleştiği KHS/EHS protokollerinin yüksek SBS değerleri vermesi ve bu güçlü

topografide MDP içerdiği bildirilen tek-adım ortodontik adezivin (ek primer uygulanmadan GC Ortho Connect) KHS koşulunda en yüksek SBS'yi vermesi, glaze üzerinde silan köprülenmesiyle birlikte, kısmen açığa çıkan zirkonya bölgelerinde MDP'nin Zr-O yüzeyleriyle etkileşimini içeren tamamlayıcı bir mekanizma ile tutarlıdır.[227,284–286]

Çakır ve ark. ise 4Y-TZP zirkonya üzerinde kumlama/frezleme/tribokimyasal hazırlıkların kabul edilebilir düzeyler verdiğini, lazer ve işlemsiz yüzeylerin düşük kaldığını belirtmiştir.[242] Bizim çalışmamız ile ortak sonuç mekanik aktivasyon olmadan seramik/zirkonya yüzeylerde güvenli bağa yaklaşmak zordur ve lazer tek başına zayıf bir seçenek olarak kalmaktadır.[242]

Çalışmamızda Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grupların bağlanma düzeylerinin genel olarak alt bantta kalmıştır. Erbiyum ailesi lazerlerin (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) zirkonyada oluşturduğu pürüzlülük parametreye duyarlı ve heterojen raporlanmıştır; pek çok çalışmada kumlama ve/veya HF-destekli kombinasyonlara göre daha düşük sonuçlar elde edilmiştir.[247,287]

Lazerle pürüzlendirmeye ilişkin bir sistematik derleme, Er,Cr:YSGG/Er:YAG lazerlerle zirkonyada elde edilen pürüzlülüğün parametreye yüksek derecede duyarlı olduğunu ve çoğu çalışmada kumlama/HF tabanlı protokollere göre daha düşük SBS verdiğini bildirmektedir.[288] Akhavan Zanjani ve ark. (2015), Er,Cr:YSGG'nin kumlamaya göre anlamlı derecede daha düşük SBS ürettiğini ve SEM'de yüzeyin sığ/düz kaldığını göstermiştir.[247] Ghasemi ve ark. (2014), zirkonyada Er,Cr:YSGG'yi kumlamayla karşılaştırmış; en yüksek bağlanma değerlerinin hava aşındırma ile elde edildiğini bildirmiştir.[287] Kırmalı ve ark. (2015), güç artışıyla pürüzlülük artışı eğilimi olsa da öngörülebilir üst düzeye ulaşılamadığını vurgulamıştır.[248] Bu tablo, erbiyum lazerlerinin 2780–2940 nm dalga boylarında esas olarak su ve hidroksiapatit bileşenlerince emilmesi; su içeriği düşük, cam fazı olmayan monolitik zirkonyada enerji absorpsiyonunun sınırlı kalıp yeterli mikroretansiyon üretmemesi yönündeki fiziksel açıklamayla da desteklenir.[289,290] Bizim çalışmamızda Er,Cr:YSGG grubunun düşük kalması; kumlama/frez + HF + silan gibi çift etkili protokollerin üst banda çıkması hem lazerlerin

zirkonyadaki sınırlı yüzey etkinliği hem de mekanik hazırlığın kanıtlanmış üstünlüğü ile uyumludur.

5.3.2. Modifiye ARI Skor Bulgularının Tartışılması

ARI (Adeziv Artık İndeksi) skorlaması, braketin sökülmesinden sonra yüzey üzerinde kalan adeziv miktarını nitel olarak puanlamaktadır. Bishara–Trulove'ın modifiye ölçeğinde 1, "tüm kompozitin porselen/diş yüzeyinde kaldığı"; 5 ise "yüzeyde hiç artık kalmadığı" durumu ifade eder. Literatürde hem orijinal Årtun–Bergland ölçeği hem de bu modifiye ölçek kullanılır. Bu ölçekler, artık miktarı ile kırılma yerinin ilişkisini rapor etmek için geliştirilmiştir.[175,176]

Yüksek ARI (4–5) genellikle kırılmanın yüzey–adeziv arayüzünde meydana geldiğini gösterir. Yüzeyde adeziv kalmadığı için temizlik süresi kısalır. Ancak bu durum, arayüz bağının görece zayıf olabileceğine işaret eder. Porselen/seramik bağlamında uygun yüzey hazırlığı ve kimyasal eşleşme sağlanmadığında bu arayüz zayıflığı başarısızlık riskini artırabilir.[7,15]

Düşük ARI (1–2), yüzey–adeziv arayüzünün daha sağlam kaldığını gösterir. Kırılma daha çok adezivin içinde ya da braket–adeziv hattında olur. Bu durum, braket sökülürken mine/seramik bütünlüğünün korunmasına yardımcı olabilir. Ancak yüzeyde daha fazla adeziv kaldığı için temizleme daha uzun sürer ve daha dikkatli yapılmalıdır.[175–177]

Bu çalışmada, adeziv türüne bağlı fark saptanmamasına karşın yüzey işlemlerinin ARI dağılımını anlamlı biçimde değiştirdiği gösterilmiş olup, ARI paterninin temel belirleyicisinin yüzey hazırlığı olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda ARI skorları Bishara–Trulove ölçeğine göre değerlendirildiğinde, yalnız hidroflorik asit uygulanan ve lazer + silan uygulanan gruplarda skorlar 4–5'e yoğunlaşmıştır; lazer + silan uygulanan tüm alt gruplarda %100 ARI 4–5 gözlenmiştir. Dolayısıyla ayrılmanın çoğunlukla porselen–adeziv arayüzünde gerçekleşmekte ve porselen yüzeyinde artık kompozit bırakılmamakta olduğu görülmektedir; bu durum temizlik açısından avantaj sağlamakla birlikte porselen arayüzünün görece zayıf kalabilmekte olduğunu düşündürmektedir.

Mekanik destek içeren protokollerde (Kumlama/elmas frez + HF + silan) ARI skorları genel eğilim daha düşük/orta ARI yönünde olup braket/adeziv lehine kırılma artmıştır. Bu protokollerde kırılma braket–adeziv hattına veya adezivin içine kaymakta ve porselen tarafı korunmakta; bu patern, aynı grupların bağ dayanımlarının daha yüksek olmasıyla uyum göstermektedir.

Adeziv türlerine ilişkin bulgularda, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadığından yalnızca eğilim düzeyinde değerlendirilmelidir: Kombine kimyasal ve mikromekanik yüzey hazırlıklarında, ek primer kullanılmayan GC Ortho Connect çoğunlukla daha düşük ARI (yüzeyde daha fazla artık) verirken, primer eklendiğinde kırılma yeri bazı protokollerde seramik–adeziv arayüzüne ya da miks profile kayabilmektedir. Transbond XT çoğu güçlü protokolde ara düzey bir ARI paterni sergilemiştir. Substrat içinde koheziv kırık saptanmamıştır. Diş gruplarında ARI'nin 1'e yığılmakta olması, mine–adeziv arayüzünün sağlam kalmakta olduğunu ve ayrılmanın braket tarafında/adeziv içinde gerçekleşmekte bulunduğunu göstermektedir.

Genele baktığımızda, kimyasal etkisi sınırlı protokollerde yüksek ARI ile adeziv ayrılmanın; kimyasal ve mikromekanik etkinin birlikte kullanıldığı protokollerde ise daha düşük/orta ARI ile kohezif/karma ayrılmanın beklenmekte olduğu ve elde edilen verilerin bu beklentiyle tutarlılık göstermekte bulunduğu sonucuna varılmaktadır. Klinik açıdan, yeterli SBS ve yüzeyi koruyan (düşük–orta ARI) desenini hedeflemek; artığı güvenli biçimde uzaklaştırmak üzere uygun temizleme protokolü seçmek önemlidir.

Çalışmamızda elde edilen ARI skorları, SBS bulgularının genel eğilimi ile uyumludur. Bağlanma dayanımının düşük olduğu gruplarda artık kompozitin çoğunlukla braket tabanında kaldığı ve kırılmanın daha çok adeziv yönlü gerçekleştiği görülmüştür. Buna karşılık daha yüksek SBS değerine sahip gruplarda miks kırıkların arttığı, adezivin hem yüzeyde hem braket tabanında dağıldığı dikkat çekmektedir. Bu durum, yüzey hazırlığının oluşturduğu retantif yapı arttıkça adezivin yüzeye daha güçlü tutunduğunu, buna bağlı olarak kopma sırasında yükün daha çok adeziv içinde ve arayüzde paylaşıldığını göstermektedir. Özetle, ARI skorlarının dağılımı, farklı yüzey işlemlerinin adeziv tutuculuk üzerindeki etkisini desteklemekte ve SBS sonuçlarının mekanik açıdan anlaşılmasına katkı sağlamaktadır.

5.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulgularının Tartışılması

Çalışmamızda elde edilen SEM görüntülerinde, her örnek için iki farklı büyütme kullanılmıştır. ×500 büyütme, genel yüzey morfolojisini ve yönlenmiş makro-olukları gözlemlemek için tercih edilmiştir. ×1000 büyütme ise mikro düzeydeki çöküntüleri, yırtılma izlerini ve partikül kopmalarını daha net ayırt etmeyi sağlamıştır.

Şekil 4.4A'da, işlem görmemiş glazeli zirkonya yüzeyi, sürekli ve cam benzeri bir tabaka şeklindedir. Yüzey genel olarak düz ve homojendir; yalnızca glaze uygulamasına bağlı hafif akış izleri ile sığ mikro çukurlar seçilmektedir. Bu görünüm, mikromekanik tutuculuğun sınırlı olduğunu ve herhangi bir ön işlem yapılmadığında kalıcı mekanik kilitlenmenin beklenmemesi gerektiğini düşündürmektedir.

%9,6 hidroflorik asit ile pürüzlendirme sonrasında (Şekil 4.4B) yüzeyde süngerimsi ve mikro-çöküntülerle dolu bir yapı oluşmuştur. Mehmeti ve ark. (2019) ile Mokhtarpur ve ark. (2020) tarafından raporlanan SEM görüntüleri, çalışmamızdaki yüzey morfolojisiyle uyumluluk göstermektedir.[291,292]

Al_2O_3 ile kumlama sonrası yüzeyde belirgin abrazyon izleri, girinti ve çıkıntılar gözlenmiştir (Şekil 4.4C). Mokhtarpur ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarda Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirme işleminin sonucu elde edilen SEM görüntüleri, bizim çalışmamızdaki yüzey görüntüleri ile benzerlik göstermektedir.[291]

Elmas frez uygulanan numunelerde ise çiziklere paralel uzanan oluk-sırt yapıları ve lokal yırtılma alanları görülmektedir (Şekil 4.4E). Bulgularımız Hmaidouch ve ark. ve Lee ve ark'nın çalışmalarındaki SEM görüntüleriyle uyum göstermektedir.[293,294] Elmas frezin oluşturduğu bu oluk ve sırtların efektif yüzey alanını artırıp rezinin derine penetre olarak mekanik kilitlenmesini kolaylaştırdığı için bağlanmanın yüksek çıkmış olması olasıdır.

Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzeyler sınırlı ve yüzeysel pürüzlenme; sığ çukurlar ve düzensiz "leke" alanları gibi bir morfoloji göstermektedir (Şekilde 4.4F). Dheyab ve ark. tarafından raporlanan SEM görüntüleri, çalışmamızdaki yüzey morfolojisiyle uyumluluk göstermektedir.[251]

SEM incelemeleri, yüzey işlemlerinin oluşturduğu topografinin SBS sonuçlarıyla uyumlu olduğunu göstermektedir. HF ve mekanik işlem sonrası uygulanan HF'nin daha belirgin mikroretantif yapılar bıraktığı, bu nedenle bu gruplarda daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiği görülmüştür. Buna karşılık yalnız lazer uygulanan yüzeylerde pürüzlülüğün daha yüzeysel ve düzensiz olduğu, bunun da düşük SBS değerleriyle uyumlu olduğu görülmektedir. Mekanik ve kimyasal işlemlerin birlikte kullanıldığı gruplarda yüzeyin daha homojen bir tutuculuk kazandığı ve bu durumun ölçümlere olumlu yansıdığı söylenebilir. Genel olarak, SEM bulguları farklı yüzey hazırlıklarının adeziv performansı üzerindeki etkisini açıklayıcı nitelikte olup çalışma sonuçlarını desteklemektedir.

5.4. Çalışmanın Sınırlılıkları

Bu çalışma laboratuvar ortamında yürütüldüğü için ağız içi koşulların tümüyle taklit edilmesi mümkün olmamıştır. Termal siklus uygulamasıyla sıcaklık değişimleri belirli ölçüde taklit edilse de, tükürüğün tampon kapasitesi, pH değişimleri, çiğneme kuvvetlerinin yönü gibi klinikte etkisi bulunan birçok faktör in vitro düzeyde kontrol altına alınamamıştır. Örneklem sayısı istatistiksel olarak yeterli kabul edilse de, örneklem sayısının artırılması daha güçlü bir değerlendirme sağlayabilir. Bunun yanında, kullanılan zirkonya bloklarının tek bir üreticiye ait olması, farklı markalar arasındaki olası yüzey ve yapı farklılıklarının değerlendirilmesine imkan tanımamıştır. Çalışmada yalnızca GC Ortho Connect ve Transbond XT adezivlerinin kullanılmış olması, diğer adeziv sistemleriyle yapılacak karşılaştırmaların kapsam dışında kalmasına yol açmıştır. Braket tipinin yalnızca metal braketlerle sınırlandırılmış olması da sonuçların genellenebilirliğini kısmen sınırlandırmaktadır. Bu nedenle elde edilen veriler yol gösterici nitelikte olup, bulguların klinik ortamdan elde edilecek uzun dönem sonuçlarla desteklenmesi daha kapsamlı bir değerlendirme sağlayacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Glazeli monolitik zirkonya yüzeylerde uygulanan pürüzlendirme yöntemleri arasında, mekanik ön hazırlıkla desteklenen kimyasal protokoller genel olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağlamıştır. Özellikle kumlama ardından hidroflorik asit ve silan ile elmas frez ardından hidroflorik asit ve silan uygulamaları, diğer protokollere göre üstün performans göstermiştir.
- Hidroflorik asidin tek başına uygulanması, tüm adezivlerde düşük bağlanma dayanımıyla sonuçlanmıştır. Glazeli zirkonya yüzeylerde tek başına hidroflorik asit kullanımını önermemekteyiz.
- Er,Cr:YSGG lazer ile yalnız silan uygulanan protokol, düşük bağlanma dayanımı vermiştir. Glazeli zirkonya yüzeylerde lazerin tek başına bir pürüzlendirme stratejisi olarak kullanılmasını önermemekteyiz.
- Kumlama ile kombine edilen Er,Cr:YSGG lazer ve silan protokolü, yalnız lazer ve silan uygulamasına kıyasla bağlanma dayanımını orta–yüksek aralığa taşımıştır. Bu nedenle lazer planlandığında kumlama ile birlikte kullanılması uygun bir yaklaşımdır.
- Hidroflorik asit ve silan kombinasyonu, tek başına hidroflorik aside göre bağlanma dayanımını anlamlı biçimde artırmıştır. Glazeli zirkonyada kimyasal pürüzlendirme tercih edilecekse hidroflorik asit ve silan birlikte uygulanmalıdır.
- Kendinden primerli tek aşamalı adeziv sistem (GC Ortho Connect) için ayrı primer eklenmesi genel olarak ilave bir yarar göstermemiş, eşleşen protokollerin çoğunda primer kullanılmayan uygulamaların, primer eklenenlere kıyasla benzer veya daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği saptanmıştır.
- Transbond XT kullanılan monolitik zirkonya gruplarında, yüzey protokolünün etkisi belirgindir ve gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu durum bağlanma başarısında esas belirleyicinin yüzey hazırlığı olduğunu göstermektedir.
- Doğal diş kontrol gruplarında bağlanma dayanımı, tüm zirkonya gruplarından yüksektir ve farklı adezivler arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Klinik

yorumda, zirkonya üzerinde beklenen değerlerin doğal dişe kıyasla daha düşük kalabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

- Genel klinik öneri olarak glazeli zirkonyada yalnız hidroflorik asit ya da yalnız lazer ve silan yerine, mekanik ön pürüzlendirme ile desteklenen ve hidroflorik asit ve silan içeren protokoller tercih edilmelidir. MDP kimyası içeren tek aşamalı ortodontik adezivlerin primer eklenmeden kullanımı çoğu koşulda etkin ve uygulanabilir bir seçenektir; lazer kullanılacaksa kumlama ile kombine edilmesi uygun olur.

KAYNAKLAR

1. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO. Orthodontic Bonding: Review of the Literature. Int J Dent. 2020;2020:8874909. doi:10.1155/2020/8874909.
2. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. Open Access Maced J Med Sci. 2018;6(9):1742-1755. doi:10.3889/oamjms.2018.378.
3. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE**.** All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater. 2015;31(6):603-623. doi:10.1016/j.dental.2015.02.011.
4. Douara Y, Abdul Kader S, Kassem H, Mowafy M. Evaluation of the shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to glazed monolithic zirconia using different bonding protocols. Egyptian Orthodontic Journal. 2019 Dec;56:9-20.
5. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2014;112(5):1141-1150. doi:10.1016/j.prosdent.2014.05.006.
6. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRF, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28(3):227-235. doi:10.11607/ijp.4244.
7. Grewal Bach GK, Torrealba Y, Lagravère MO. Orthodontic bonding to porcelain: a systematic review. Angle Orthod. 2014;84(3):555-560. doi:10.2319/083013-636.1.
8. Shapinko Y, Eleftheriadi I, Brosh T, Adler-Abramovich L, Davidovitch M, Sella-Tunis T, et al. Evaluation of an Orthodontic Adhesive with Combined Primer and Composite. Open J Stomatol. 2018;8(6):205-216. doi:10.4236/ojst.2018.86020.

9. El Helou M, Canamas E, Nicolas E, Gravier A, Estephan E, Cuisinier F, et al. Comparative in vitro study of bond strength of two-step orthodontic bonding systems: self-adhesive composite vs. self-etching primer. J Orofac Orthop. 2025;[Online ahead of print]. doi:10.1007/s00056-025-00612-y.

10. Sant'Anna EF, Monnerat ME, Chevitarese O, Stuani MBS. Bonding brackets to porcelain: in vitro study. Braz Dent J. 2002;13(3):191-196. doi:10.1590/S0103-64402002000300010.

11. Fleming PS, Johal A, Pandis N. Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;142(1):83-94. doi:10.1016/j.ajodo.2012.02.023.

12. Perković V, Šimunović Aničić M, Lughi V, Pozzan L, Meštrović S, Turco G. Correlation of Shear Bond Strength and Degree of Conversion in Conventional and Self-Adhesive Systems Used in Orthodontic Bonding Procedures. Biomedicines. 2023;11(5):1252. doi:10.3390/biomedicines11051252.

13. Bahrami S, Azarbayejani S, Kazemian M. Comparative evaluation of shear bond strength and debonding properties of GC Ortho Connect composite and Transbond XT composite. Australas Orthod J. 2023;39(1):35-41. doi:10.2478/aoj-2023-0004.

14. Pellitteri F, Cremonini F, Bellavia M, Palone M, Lombardo L. Survival rate of indirectly bonded brackets using single vs. two-component orthodontic adhesive: A 12-month split-mouth clinical trial. Saudi Dent J. 2023;35(6):657-662. doi:10.1016/j.sdentj.2023.05.017.

15. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(4):420-430. doi:10.1016/S0889-5406(96)70124-5.

16. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307. doi:10.14219/jada.archive.1997.0193.

17. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48(2):513-530. doi:10.1016/j.cden.2004.01.003.

18. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. Dent Mater. 2004;20(2):207-212. doi:10.1016/S0109-5641(03)00093-9.

19. McCabe JF. Applied dental materials. 7th ed. Oxford: Blackwell Scientific; 1990. 73 p.

20. McLean J. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. Br Dent J. 1967;123(12):571–7.

21. Weinstein M, Katz S, Weinstein A. Fused porcelain-to-metal teeth. United States: United States Patent Office; US 3,052,982, 1962.

22. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61-66. doi:10.1067/mpr.2001.112545.

23. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98(5):389-404. doi:10.1016/S0022-3913(07)60124-3.

24. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent. 2000;28(7):529-535. doi:10.1016/S0300-5712(00)00030-0.

25. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. J Esthet Restor Dent. 2010;22(5):332-341. doi:10.1111/j.1708-8240.2010.00362.x.

26. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-562. doi:10.1016/j.prosdent.2004.09.015.

27. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1):49-60.

28. Duymuş ZY, Özdoğan A. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016;26(1). doi:10.17567/dfd.57127.

29. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004;20(5):449-456. doi:10.1016/j.dental.2003.05.002.

30. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):10-15. doi:10.1067/mpr.2002.126795.

31. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater. 2008;24(8):1107-1113. doi:10.1016/j.dental.2008.01.002.

32. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am. 2011;55(2):333-352. doi:10.1016/j.cden.2011.01.005.

33. Blatz MB, Swift EJ. Adhesive cementation of high-strength ceramics. J Esthet Restor Dent. 2007;19(5):238-239. doi:10.1111/j.1708-8240.2007.00109.x.

34. Garber D, Adar P, Goldstein RE, Salama H. The quest for the all-ceramic restoration. Quintessence Dent Technol. 2000;23:27-37

35. van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd ed. Edinburgh: Mosby; 2002. p. 240.

36. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater. 2008;24(3):289-298. doi:10.1016/j.dental.2007.05.005.

37. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25. doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6.

38. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. Prague Med Rep [Internet]. 2007;108(1):5–12.

39. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;35:93–101. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.03.014.

40. Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. J Prosthet Dent. 1989;61(2):133–7. doi:10.1016/0022-3913(89)90268-7.

41. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater. 2011;27(1):83–96. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023.

42. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal–monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. J Am Ceram Soc. 2009;92(9):1901–20. doi:10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x.

43. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. J Prosthet Dent. 2014;112(4):770–7. doi:10.1016/j.prosdent.2014.05.010.

44. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. J Dent. 2000;28(3):163–77. doi:10.1016/S0300-5712(99)00066-4.

45. Aristidis GA. Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: a clinical report. J Prosthet Dent. 2000;83(5):504–7. doi:10.1067/mpr.2000.105349.

46. Christensen GJ. Ceramic veneers: state of the art, 1999. J Am Dent Assoc. 1999;130(7):1121–3. doi:10.14219/jada.archive.1999.0355.

47. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(4):431–6. doi:10.1016/S0889-5406(96)70132-9.

48. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin–ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003;89(3):268–74. doi:10.1016/S0022-3913(02)52750-5.

49. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent. 1988;60(3):288–91. doi:10.1016/0022-3913(88)90261-2.

50. Colares RCR, Neri JR, de Souza AMB, Pontes KMF, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-

disilicate ceramic repaired with composite resin. Braz Dent J. 2013;24(4):349–52. doi:10.1590/0103-6440201301960.

51. Sheth J, Jensen M, Tolliver D. Effect of surface treatment on etched porcelain bond strength to enamel. Dent Mater. 1988;4(6):328–37. doi:10.1016/S0109-5641(88)80045-9.

52. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. Groningen: University of Groningen; 2003 [cited 2025 Nov 4].

53. van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd ed. Edinburgh: Mosby; 2002. p. 231–46.

54. Zogheib LV, Della Bona A, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. Braz Dent J. 2011;22(1):45–50. doi:10.1590/S0103-64402011000100008.

55. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. Dent Mater. 2004;20(4):338–44. doi:10.1016/S0109-5641(03)00126-X.

56. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater. 2003;19(8):725–31. doi:10.1016/S0109-5641(03)00019-8.

57. Graber LW, Vanarsdall RL Jr, Vig KWL, Huang GJ, editors. Orthodontics: Current Principles and Techniques. 6th ed. St. Louis: Elsevier; 2016.

58. Hegde VS, Khatavkar RA. A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. J Conserv Dent. 2010;13(1):4–8. doi:10.4103/0972-0707.62632.

59. Buchman DJL. Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. Am J Orthod. 1980;77(6):654–68. doi:10.1016/0002-9416(80)90157-8.

60. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2004;32(2):91–9. doi:10.1016/S0300-5712(03)00143-X.

61. Hamedirad F, Alikhasi M, Hasanzade M. The effect of sandblasting on bond strength of soft liners to denture base resins: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. Int J Dent. 2021;2021:5674155. doi:10.1155/2021/5674155.

62. Amer JY, Rayyan MM. Effect of different surface treatments and bonding modalities on the shear bond strength between metallic orthodontic brackets and glazed monolithic zirconia crowns. J Orthod Sci. 2018;7:23. doi:10.4103/jos.JOS_154_17.

63. Emre MY. Laminat Vener Restorasyon Yapımında Kullanılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri Uygulanmış CAD/CAM Materyallerinin Mineye Olan Makaslama Bağlanma Dayanımı [Doktora tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2015.

64. 3M ESPE. Rocatec Bonding: Scientific Product Profile. Seefeld: 3M ESPE; 2001.

65. Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2013;13(3):315–20. doi:10.1007/s13191-013-0270-x.

66. García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Mendoza-Yero O, Carbonell-Leal M, Albaladejo A, Montiel-Company JM, et al. The effects of lasers on bond strength to ceramic materials: a systematic review and meta-analysis. PLoS One. 2018;13(1):e0190736. doi:10.1371/journal.pone.0190736.

67. Mosaddad SA, Abduo J, Zakizade M, Tebyaniyan H, Hussain A. The effect of various lasers on the bond strength between orthodontic brackets and dental ceramics: a systematic review and meta-analysis. Photobiomodul Photomed Laser Surg. 2024;42(1):20–48. doi:10.1089/photob.2023.0098.

68. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafaee F. Bond strength of resin cement to CO2 and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. Restor Dent Endod. 2014;39(4):296–302. doi:10.5395/rde.2014.39.4.296.

69. Al-Amari AS, Saleh MS, Albadah AA, Almousa AA, Mahjoub WK, Al-Otaibi RM, et al. A comprehensive review of techniques for enhancing zirconia bond strength: current approaches and emerging innovations. Cureus. 2024;16(10):e70893. doi:10.7759/cureus.70893.

70. Ahrari F, Heravi F, Hosseini M. CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. Lasers Med Sci. 2013;28(4):1091–7. doi:10.1007/s10103-012-1152-x.

71. Batista A, Palacios N, Ricardo AJO. Zirconia cementation: a systematic review of the most currently used protocols. Open Dent J. 2024;18:e18742106300869. doi:10.2174/0118742106300869240621074459.

72. Pédemay C, François P, Fouquet V, Abdel-Gawad S, Attal JP, Dantagnan CA. Shear bond strength and ARI scores of metal brackets to glazed glass ceramics and zirconia: an in vitro study investigating surface treatment protocols. BMC Oral Health. 2024;24(1):369. doi:10.1186/s12903-024-05369-1.

73. Asnaashari M, Zadsirjan S. Application of laser in oral surgery. J Lasers Med Sci. 2014;5(3):97–107. doi:10.22037/jlms.v5i3.5853.

74. Tosun T. Diş hekimliğinde lazer uygulamaları. 31. baskı. İstanbul: Dentalife

75. Luke AM, Mathew S, Altawash MM, Madan BM. Lasers: a review with their applications in oral medicine. J Lasers Med Sci. 2019;10(4):324–9. doi:10.15171/jlms.2019.52.

76. Karu TI. The science of low-power laser therapy. Amsterdam: Gordon & Breach Science Publishers; 1998.

77. Baxter GD. Therapeutic Lasers: Theory and Practice. In: 1st ed. London: Churcill Livingstone; 1994. p. 5–20.

78. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc. 1993;124(2):57–61. doi:10.14219/jada.archive.1993.0036.

79. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence; 1995. p. 39–55.

80. Khosroshahi ME, Atai M, Nourbakhsh MS. Photopolymerization of dental resin as restorative material using an argon laser. Lasers Med Sci. 2008;23(4):399–406. doi:10.1007/s10103-007-0487-1.

81. Bader HI. Use of lasers in periodontics. Dent Clin North Am. 2000;44(4):779–91.

82. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Lasers in periodontics. J Periodontol. 2002;73(10):1231–9. doi:10.1902/jop.2002.73.10.1231.

83. Lew KK, Djeng SK. Recycling ceramic brackets. J Clin Orthod. 1990;24:44–7.

84. Dederich DN. Lasers in dentistry. J Am Dent Assoc. 1991;122(6):10–12.

85. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. Dent Clin North Am. 2004;48(4):889–922. doi:10.1016/j.cden.2004.05.005.

86. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. J Am Dent Assoc. 1993;124(2):49–54. doi:10.14219/jada.archive.1993.0035.

87. Sun G, Tunér J. Low-level laser therapy in dentistry. Dent Clin North Am. 2004;48(4):1061–76. doi:10.1016/j.cden.2004.05.004.

88. Göknar Y. Diş hekimliğinde lazer uygulamaları. Dentiss. 2007;1(2):28–32.

89. Shaik K, Alanazi M, Albilasi R, Albalawi B, Alruwaili F. Lasers in maxillofacial surgery – review of literature. J Pharm Bioallied Sci. 2021;13(Suppl 1):S19–S26. doi:10.4103/jpbs.JPBS_756_20.

90. Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev. 2003;103(2):577–644. doi:10.1021/cr010379n.

91. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. Lasers Surg Med. 1996;18:294–300. doi:10.1002/(SICI)1096-9101(1996)18:3<294::AID-LSM6>3.0.CO;2-9.

92. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004;135(2):204–12. doi:10.14219/jada.archive.2004.0153.

93. Fujii T, Baehni PC, Kawai O, Kawakami T, Matsuda K, Kowashi Y. Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. J Periodontol. 1998;69(11):1283–90. doi:10.1902/jop.1998.69.11.1283.

94. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. Photomed Laser Surg. 2009;27(3):473–9. doi:10.1089/pho.2008.2293.

95. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. Oper Dent. 2009;34(3):280–7. doi:10.2341/08-80.

96. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. Photomed Laser Surg. 2011 Dec;29(12):797–802. doi:10.1089/pho.2011.3039.

97. Eversole LR, Rizoiu I, Kimmel BS. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc. 1997;128(8):1099–106. doi:10.14219/jada.archive.1997.0367.

98. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002 Dec;122(6):649–56. doi:10.1067/mod.2002.127294.

99. Featherstone JDB, Fried D, Gansky SA, Stookey GK, Dunipace AJ. Effect of carbon dioxide laser treatment on lesion progression in an intraoral model. Proc SPIE. 2001;4249:87–91. doi:10.1117/12.424499.

100. Russo DS, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to zirconia: a systematic review of current conditioning methods and bonding materials. Dent J (Basel). 2019 Aug;7(3):74. doi:10.3390/dj7030074.

101. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. Dent Mater. 2012 May;28(5):467–77. doi:10.1016/j.dental.2012.02.009.

102. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. Dent Mater. 2009 Sep;25(9):1116–21. doi:10.1016/j.dental.2009.03.008.

103. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II—relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. J Appl Oral Sci. 2005 Jun;13(2):101–9. doi:10.1590/S1678-77572005000200002.

104. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. Dent Mater. 2010 Feb;26(2):e11–26. doi:10.1016/j.dental.2009.11.157.

105. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: a review. Dent Mater. 2018 Jan;34(1):13–28. doi:10.1016/j.dental.2017.08.045.

106. Addison O, Fleming GJP. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. Dent Mater. 2004 Mar;20(3):286–92. doi:10.1016/S0109-5641(03)00105-2.

107. Madina MMA, Özcan M, Badawi MF. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. J Prosthodont. 2010 Apr;19(3):200–4. doi:10.1111/j.1532-849X.2009.00549.x.

108. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. J Oral Rehabil. 2007 Aug;34(8):622–30. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01700.x.

109. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. J Res Natl Inst Stand Technol. 2005;110(5):541–58. doi:10.6028/jres.110.054.

110. Hooshmand T, Van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane-treated ceramic surface. Dent Mater. 2002 Mar;18(2):179–88. doi:10.1016/S0109-5641(01)00069-7.

111. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. J Prosthet Dent. 1996;75(2):163–8. doi:10.1016/S0022-3913(96)90459-5.

112. Akova T, Aytutuldu N, Yoldas O. The evaluation of different surface treatment methods for porcelain–composite bonding. Int J Adhes Adhes. 2007 Jan;27(1):20–5.

113. Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MAC, De Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. J Prosthodont. 2007 May–Jun;16(3):192–9. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00171.x.

114. Özcan M. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. [Internet]. [cited 2025 Jul 25].

115. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. Compend Contin Educ Dent. 2000;21(8):659–62, 664; quiz 666.

116. Nihei T, Kurata S, Kondo Y, Umemoto K, Yoshino N, Teranaka T. Enhanced hydrolytic stability of dental composites by use of fluoroalkyltrimethoxysilanes. J Dent Res. 2002;81(7):482–6. doi:10.1177/154405910208100712.

117. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Kangasniemi I, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. Dent Mater. 2005 Mar;21(3):287–96. doi:10.1016/j.dental.2004.05.004.

118. Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. Sci Rep. 2017;7:45563. doi:10.1038/srep45563.

119. Yue X, Hou X, Gao J, Bao P, Shen J. Effects of MDP-based primers on shear bond strength between resin cement and zirconia. Exp Ther Med. 2019;17(5):3564–72.

120. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2019. p. 330–51.

121. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. Eur J Orthod. 2012 Apr;34(2):257–61.

122. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod. 1965;51(12):901–12.

123. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. Am J Orthod. 1970;58(1):21–40. doi:10.1016/0002-9416(70)90272-5.

124. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849–53. doi:10.1177/00220345550340060801.

125. Hobson RS, Rugg-Gunn AJ, Booth TA. Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. Arch Oral Biol. 2002;47(5):407–12. doi:10.1016/S0003-9969(02)00008-0.

126. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. Am J Orthod. 1982;82(5):379–83. doi:10.1016/0002-9416(82)90326-5.

127. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. Oper Dent. 1992;17(6):229–42.

128. Ying D, Chuah GK, Hsu CYS. Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel. J Dent. 2004;32(1):41–6. doi:10.1016/S0300-5712(03)00138-6.

129. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. Caries Res. 1990;24(2):86–92. doi:10.1159/000261227.

130. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 1999;17(1):7–12. doi:10.1089/clm.1999.17.7.

131. Berk N, Baaran G, Özer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. Eur J Orthod. 2008;30(2):183–9. doi:10.1093/ejo/cjm103.

132. Özer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(2):193–7. doi:10.1016/j.ajodo.2006.04.055.

133. Başaran G, Özer T, Berk N, Hamamcı O. Etching enamel for orthodontics with an Er,Cr:YSGG laser system. Angle Orthod. 2007;77(1):117–24. doi:10.2319/120605-426R.1.

134. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, Watanabe IS, Villaverde AB, Tanaka CSI, et al. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. Braz Dent J. 2008;19(1):57–61. doi:10.1590/S0103-64402008000100010.

135. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. Lasers Surg Med. 1995;16(2):103–33. doi:10.1002/lsm.1900160202.

136. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO_2 dental laser systems and with phosphoric acid: an in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. J Orofac Orthop. 2001;62(5):375–86. doi:10.1007/PL00001916.

137. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol (Roma). 2017;8(1):1–17.

138. Roulet JF. Adhesion: The silent revolution in dentistry. J Prosthodont. 2001;10(3):239–42.

139. Gürbüz T, Yılmaz Y, Güler Ç. Kendinden pürüzlendiren iki bağlayıcının uygulama farklılıklarının mikrosızıntı üzerine etkisinin değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2007;17(3):19–28.

140. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod. 1982;81(2):93–8.

141. Øgaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1: Lesion development. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94(1):68–73.

142. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118–32.

143. Meerbeek B Van, Munck J de, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent. 2003;

144. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011;27(1):17–28. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023.

145. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. Dent Mater. 2010;26(12):1176–84. doi:10.1016/j.dental.2010.09.009.

146. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin–dentin interface during and after bonding. J Dent Res. 2004;83(11):843–8. doi:10.1177/154405910408301104.

147. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J. 2005;24(1):1–13. doi:10.4012/dmj.24.1.

148. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. Eur J Orthod. 2003;25(4):411–5.

149. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(6):621–4. doi:10.1067/mod.2001.113269.

150. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(6):771–6. doi:10.1016/j.ajodo.2007.06.021.

151. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1: results and trends. J Clin Orthod. 2002;36(9):553–68.

152. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res. 1956;35(3):360–9. doi:10.1177/00220345560350030501.

153. Buonocore MG. Caries prevention in pits and fissures sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet light: a two-year study of a single adhesive application. J Am Dent Assoc. 1971;82(5):1090-3.

154. Buonocore MG. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with ultraviolet light. J Am Dent Assoc. 1970;80(2):324-8.

155. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. Am J Orthod. 1972;62(3):236-44.

156. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991;100(3):209-11.

157. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental

adhesives. Biomaterials. 2007;28(26):3757-85. doi:10.1016/j.biomaterials.2007.03.013.

158. Buonocore MG. Adhesives in the prevention of caries. J Am Dent Assoc. 1973;87(5):1000-5.

159. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Arch Oral Biol. 1968;13(1):61-70.

160. Jorgensen KD, Shimokobe H. Adaptation of resinous restorative materials to acid-etched enamel surfaces. Scand J Dent Res. 1975;83(1):31-6.

161. Low T, Lee KW, von Fraunhofer JA. The adaptation of composite materials to etched enamel surfaces. J Oral Rehabil. 1978;5(4):349-55.

162. Retief DH, Woods E. Is a low-viscosity bonding resin necessary? J Oral Rehabil. 1981;8(3):255-66.

163. Eliades T, Brantley WA. Orthodontic applications of biomaterials: a clinical guide. Berlin: Springer; 2017. p.293.

164. Zhang K, Zhang N, Weir MD, Reynolds MA, Bai Y, Xu HHK. Bioactive dental composites and bonding agents having remineralizing and antibacterial characteristics. Dent Clin North Am. 2017;61(4):669-87.

165. Chrószcz MW, Barszczewska-Rybarek IM, Kazek-Kęsik A. Novel antibacterial copolymers based on quaternary ammonium urethane-dimethacrylate analogues and triethylene glycol dimethacrylate. Int J Mol Sci. 2022;23(9):4954. doi:10.3390/ijms23094954.

166. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006;11(2):E215–20.

167. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. J Esthet Dent. 2000;12(6):300-8.

168. McCabe JF, Walls A. Applied dental materials. 9th ed. Oxford: Blackwell/Wiley-Blackwell; 2008. p.303.

169. Şanlıtürk A. Primer kullanılan ve kullanılmayan farklı kompozitlerle yapıştırılan ortodontik braketlerin bağlanma dayanımı: in vitro. [Uzmanlık tezi]. Kocaeli: Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2018.

170. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res. 2004;83(6):454-8.

171. Abdelraouf RM, Mohammed M, Abdelgawad F. Shear-bond-strength of dental self-adhering flowable resin-composite versus total-etch to enamel and dentin. Open Access Maced J Med Sci. 2019;7(13):2162-6.

172. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic brackets—a comparative study of adhesives. Br J Orthod. 1976;3(3):143-6.

173. Pouyanfar H, Seyed-Tabaii E, Aghazadeh S, Tabatabaei-Nobari SP, Imani MM. Microtensile bond strength of composite to enamel using a universal adhesive with/without acid etching vs etch-and-rinse and self-etch. Open Access Maced J Med Sci. 2018;6(11):2186-92.

174. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: a critical review. Part I. J Conserv Dent. 2014;17(4):305-11.

175. Abbas AS, Jarjees T, Jarjees HT. Comparison between ARI of shear bond strength and tensile bond strength: an in vitro study. Int J Appl Dent Sci. 2023;9(3):340-5. doi:10.22271/oral.2023.v9.i3e.1827.

176. Alper Öz A, Yazıcıoğlu S, Arıcı N, Akdeniz BS, Murat N, Arıcı S. Assessment of the confidence of the adhesive remnant index score with different methods. Turk J Orthod. 2013;26(4):149–153. doi:10.13076/TJO-D-13-00003.

177. Sayahpour B, Buehling S, Kopp S, Jamilian A, Chhatwani S, Eslami S. Reliability of qualitative and quantitative assessment of adhesive remnants after debonding of ceramic brackets bonded with Transbond XT. Int Orthod. 2022;20(4):100680. doi:10.1016/j.ortho.2022.100680.

178. Masood TM, Abbassy MA, Bakry AS, Matar NY, Hassan AH. FTIR/ATR analysis for degree of conversion and shear bond strength of Transbond XT. Clin Cosmet Investig Dent. 2018;10:275-83.

179. Siddarth B, Aileni KR, Rachala MR, Dasari AK, Mallepally JP, Thadisina PR, et al. Optibond eXTRa self-etch universal vs Transbond XT on bracket SBS: in vitro. J Orthod Sci. 2022;11(1):43.

180. GC Orthod Eur GmbH. GC Ortho Connect Safety Data Sheet. Leuven: GC; 2015.

181. Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. Shear bond strength of brackets bonded with four orthodontic adhesives. J Orthod Sci. 2014;3(2):29-33.

182. Türköz Ç, Ulusoy Ç. Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding. Korean J Orthod. 2012;42(1):32-8. doi:10.4041/kjo.2012.42.1.32.

183. Pahlavan A, Dennison JB, Charbeneau GT. Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel. J Am Dent Assoc. 1976;93(6):1170-6.

184. Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid-etched enamel. II. Acta Odontol Scand. 1977;35(4):183-9.

185. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a SEM study. Am J Orthod. 1981;79(5):500-22.

186. Nandhra SS, Littlewood SJ, Houghton N, Luther F, Prabhu J, Munyombwe T, et al. Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. Eur J Orthod. 2015;37(2):147-55.

187. Bayar-Bilen H, Çokakoğlu S. One-step orthodontic adhesive: microleakage and SBS. Int Orthod. 2020;18(2):366-73.

188. Uslu F, Güneş TE, Akın M, Akman H. Combined primer and adhesive systems in orthodontic bonding: in vitro. J Clin Med. 2025;14:4892.

189. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. Turkiye Klinikleri J Health Sci. 2007;31(4):11-8.

190. World Health Organization. Oral health surveys: basic methods. 5th ed. Geneva: WHO; 2013.

191. Román-Rodríguez JL, Perez-Barquero JA, Gonzalez-Angulo E, Fons-Font A, Bustos-Salvador JL. Bonding to silicate ceramics: conventional vs simplified technique. J Clin Exp Dent. 2017;9(3):e384-91.

192. van Vuuren WAJ, Wong P, Al-Amleh B, Lyons KM, Li KC, Waddell JN. Effect of a glaze layer on adhesion energy between resin cements and zirconia. Int J Adhes. 2018;84:451-6.

193. Sato T, Takagaki T, Hatayama T, Nikaido T, Tagami J. Update on enamel bonding strategies. Front Dent Med. 2021;2:666379. doi:10.3389/fdmed.2021.666379.

194. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc. 2000;131(6 Suppl):20-25.

195. Poulon-Quintin A, Rouzé L'Alzit F, Ogden E, Large A, Bertrand C, Bartala M. Chemical surface modification of lithium-disilicate needles after HF-etching and ultrasonic cleaning: impact on silane bonding. 2022.

196. Riesgo BVP, Rodrigues CS, Nascimento LP, May LG. HF concentration and etching time on glass-ceramics: systematic review and meta-analysis. Int J Adhes Adhes. 2023;121:103303.

197. Moreira PM, Carvalho GLM, de Castro Albuquerque R, André CB. HF and self-etch ceramic primers: effects on flexural strength and fatigue of glass-ceramics—a systematic review and meta-analysis. Jpn Dent Sci Rev. 2024;60:198-212.

198. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? Dent Mater. 2011;27(1):71-82. doi:10.1016/j.dental.2010.10.019.

199. Movahhed HZ, Øgaard B, Syverud M. Resin-reinforced glass ionomer vs composite adhesive for bonding brackets: an in-vitro comparison. Eur J Orthod. 2005;27(5):477-83.

200. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. Br J Orthod. 1976;3(2):91-5.

201. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. Br J Orthod. 1999;26(4):285-90.

202. Barbosa VLT, Almeida MA, Chevitarese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;107(2):159–64. doi:10.1016/S0889-5406(95)70103-6.

203. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. Aust Dent J. 1992;37(1):12–9. doi:10.1111/j.1834-7819.1992.tb00827.x.

204. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;117(5):592–4. doi:10.1016/S0889-5406(00)70211-3.

205. Cochran D, O'Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;111(3):297–300. doi:10.1016/S0889-5406(97)70188-4.

206. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(4):387–92. doi:10.1016/S0889-5406(98)70183-0.

207. Kocadereli İ, Canay S, Akça K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(6):617–20. doi:10.1067/mod.2001.113655.

208. Singh P, Maiti S, Shenoy A. Comparative evaluation of bond strength and color stability of polyetheretherketone and zirconia layered with indirect composite before and after thermocycling: an in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2024;24(3):252. doi:10.4103/jips.jips_36_24.

209. International Organization for Standardization (ISO). ISO/TS 11405:2003. Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure. Geneva: ISO; 2003.

210. Ahmed T, Fareen N, Alam MK. The effect of surface treatment and thermocycling on the shear bond strength of orthodontic brackets to Y-TZP zirconia ceramics: a systematic review. Dental Press J Orthod. 2021;26(5):e212118. doi:10.1590/2177-6709.26.5.e212118.oar.

211. Kwak JY, Jung HK, Choi IK, Kwon TY. Orthodontic bracket bonding to glazed full-contour zirconia. Restor Dent Endod. 2016;41(2):106–13. doi:10.5395/rde.2016.41.2.106.

212. Abd EL-wahab A, Shamaa M, Hafez A, El-Wassefy N, Hammad S. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a new version of zirconium all ceramic restoration: An in vitro comparative study. Heliyon. 2023 May 1;9(5):e16249. doi:10.1016/j.heliyon.2023.e16249.

213. Hassan T, Sattar M. Bond Strength Comparison of Orthodontic Bonding Systems: A Systematic Review. Bangladesh J Orthod Dentofac Orthop. 2019 Oct 23;:20–6. doi:10.3329/bjodfo.v7i1.43691.

214. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. Br J Orthod. 1991;18(4):299–308. doi:10.1179/bjo.18.4.299.

215. Heintze SD, Rousson V, Mahn E. Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results – A meta-analysis. Dent Mater. 2015 Apr;31(4):423–34. doi:10.1016/j.dental.2015.01.011.

216. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. Br J Orthod. 1994 Feb;21(1):33–43. doi:10.1179/bjo.21.1.33.

217. García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C, Mendoza-Yero O, Doñate-Buendía C, Montero J, et al. Effects of femtosecond laser and other surface treatments on the bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets to zirconia. PLoS One. 2017 Oct;12(10):e0186796. doi:10.1371/journal.pone.0186796.

218. Kim J, Park C, Lee JS, Ahn J, Lee Y. The effect of various types of mechanical and chemical preconditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets on zirconia restorations. Scanning. 2017;2017:6243179. doi:10.1155/2017/6243179.

219. Çağlar E. Porselen yüzeylere yapıştırılan yeni ve farklı metotlarla geri dönüştürülmüş seramik braketlerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2023.

220. Singh D, Swarup D, Kumari N, Kumar S, Priya T, Sinha R. In vitro evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesives. J Pharm Bioallied Sci. 2023 Jul;15(Suppl 2):S974–S976. doi:10.4103/jpbs.jpbs_261_23.

221. Shalini S, Jha A, Kashyap P, Gupta P, Rajbhoj S, Bhandari S. A comparison of the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different orthodontic adhesives. Cureus. 2023 May 17;15(5):e39115. doi:10.7759/cureus.39115.

222. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997 Dec;112(6):617–21. doi:10.1016/S0889-5406(97)70226-9.

223. Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Jan;117(1):15–9. doi:10.1016/S0889-5406(00)70243-5.

224. Łagodzińska P, Dejak B, Konieczny B. The influence of alumina airborne-particle abrasion on the properties of zirconia-based dental ceramics (3Y-TZP). Coatings. 2023 Sep 26;13(10):1691. doi:10.3390/coatings13101691.

225. Łagodzińska P, Dejak B, Krasowski M, Konieczny B. The influence of alumina airborne-particle abrasion with various sizes of alumina particles on the phase transformation and fracture resistance of zirconia-based dental ceramics. Materials (Basel). 2023 Aug;16(15):5419. doi:10.3390/ma16155419.

226. Kim HK, Yoo KW, Kim SJ, Jung CH. Phase transformations and subsurface changes in three dental zirconia grades after sandblasting with various Al2O3 particle sizes. Materials (Basel). 2021 Sep;14(18):5321. doi:10.3390/ma14185321.

227. Limpuangthip N, Surintanasarn A, Vitavaspan P. Mechanical and chemical surface treatment enhances bond strength between zirconia and orthodontic brackets: an in vitro study. BDJ Open. 2023 Dec;9(1):53. doi:10.1038/s41405-023-00180-6.

228. Bavbek NC, Roulet JF, Özcan M. Evaluation of microshear bond strength of orthodontic resin cement to monolithic zirconium oxide as a function of surface conditioning method. J Adhes Dent. 2014;16(5). doi:10.3290/j.jad.a32812.

229. Kim NH, Kim YJ, Lee DY. Bond strengths of orthodontic metal brackets to tribochemically silica-coated zirconia surfaces using different 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate-containing primers. J Adhes Dent. 2017;19(1):21–29. doi:10.3290/j.jad.a37724.

230. Araújo-Neto VG de, Nobre CF de A, Freitas MIM, Lima RBW, Sinhoreti MAC, Cury AADB, et al. Effect of hydrofluoric acid concentration on bond strength to glass-ceramics: a systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. J Adhes Dent. 2023 Nov 17;25:b4646943.

231. Avram LT, Galațanu SV, Opriș C, Pop C, Jivănescu A. Effect of different etching times with hydrofluoric acid on the bond strength of CAD/CAM ceramic material. Materials (Basel). 2022 Oct;15(20):7071.

232. Dapieve KS, Pilecco RO, Pivetta JP, Machry RV, Werner A, Kleverlaan CJ, et al. Is the application of a silane-based coupling agent necessary to stabilize the fatigue performance of bonded simplified lithium disilicate restorations? J Mech Behav Biomed Mater. 2022 Feb;126:104989. doi:10.1016/j.jmbbm.2021.104989.

233. Conner C, Andretti F, Hernandez AI, Rojas-Rueda S, Azpiazu-Flores FX, Morrow BR, et al. Surface evaluation of a novel acid-etching solution for zirconia and lithium disilicate. Materials (Basel). 2025 Jun 1;18(12):2912. doi:10.3390/ma18122912.

234. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. Dent Mater J. 2014;33(1):79–85. doi:10.4012/dmj.2013-243.

235. Flamant Q, García Marro F, Josep J, Rovira R, Anglada M. Hydrofluoric acid etching of dental zirconia. Part 1: etching mechanism and surface characterization. J Eur Ceram Soc. 2016;36(1):121–31. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2015.09.021.

236. Simões AC, Miranda JS, Souza ROAE, Kimpara ET, Leite FPP. Bond and topography evaluation of a Y-TZP ceramic with a superficial low-fusing porcelain glass layer after different hydrofluoric acid etching protocols. Rev Odontol UNESP. 2018;47(6):348–53.

237. Miranda JS, de Carvalho RLA, Barcellos AS de P, Souza ROAE, Kimpara ET, Leite FPP. Different surface treatment protocols of a Y-TZP ceramic with a superficial glaze layer. Braz J Oral Sci. 2019 Sep 9;18:e191504.

238. Francisco I, Travassos R, Nunes C, Ribeiro M, Marques F, Pereira F, et al. What is the most effective technique for bonding brackets on ceramic—a systematic review and meta-analysis. Bioengineering (Basel). 2022 Jan;9(1):14. doi:10.3390/bioengineering9010014.

239. Bruzi G, Carvalho AO, Giannini M, Maia HP, Magne P. Post-etching cleaning influences the resin shear bond strength to CAD/CAM lithium-disilicate ceramics. Applied Adhesion Science. 2017;5(1):1–9. doi:10.1186/s40563-017-0096-6.

240. Haralur SB, Alqahtani AM, Shiban AS, Alattaf ZM, Chaturvedi S, AlQahtani SM, et al. Influence of different surface treatment on bonding of metal and ceramic orthodontic brackets to CAD-CAM all ceramic materials. BMC Oral Health. 2023;23(1):1–11. doi:10.1186/s12903-023-03246-x.

241. Sabuncuoğlu FA, Ertürk E. Shear bond strength of brackets bonded to porcelain surface: in vitro study. J Istanb Univ Fac Dent. 2016;50(1):9–18. doi:10.17096/jiufd.95403.

242. Çakır E, Duman AN, Yıldırım AZ, Çevik P. Shear bond strength between orthodontic brackets and monolithic 4Y-TZP: an in vitro study. Materials. 2023;16(14):5173. doi:10.3390/ma16145173.

243. Rungthinphutthichai P, Chareonworaluck N, Tosiriwatanapong T, In-Glam S. Effect of different surface treatments on shear bond strength between zirconia and metal orthodontic brackets. RSU Int Res Conf Proc. 2025:258.

244. Akova T, Yoldaş O, Toroğlu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128(5):630–7. doi:10.1016/j.ajodo.2004.02.021.

245. Xu Z, Li J, Fan X, Huang X. Bonding strength of orthodontic brackets on porcelain surfaces etched by Er:YAG laser. Photomed Laser Surg. 2018;36(11):601–7. doi:10.1089/pho.2017.4429.

246. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. Lasers Med Sci. 2012;27(2):321–4. doi:10.1007/s10103-010-0855-1.

247. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. J Investig Clin Dent. 2015;6(4):294–300. doi:10.1111/jicd.12105.

248. Kırmalı O, Kustarci A, Kapdan A. Surface roughness and morphologic changes of zirconia: effect of different surface treatment. Niger J Clin Pract. 2015;18(1):124–9. doi:10.4103/1119-3077.146994.

249. Mirhashemi A, Chiniforush N, Jadidi H, Sharifi N. Comparative study of the effect of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on porcelain: etching for the bonding of orthodontic brackets. Lasers Med Sci. 2018;33(9):1997–2005. doi:10.1007/s10103-018-2573-y.

250. Samih H. Effectiveness of porcelain surface treatment with Er,Cr:YSGG laser for metal bracket bonding. Egypt Dent J. 2015;61:2133–41.

251. Dheyab MH, Al-Joubori SK. Comparison of shear bond strength of esthetic bracket bonded to the ceramic surface using conventional versus laser etching technique. J Babol Univ Med Sci. 2024;26:e51. doi:10.22088/jbums.26.1.51.

252. Alqerban A. Lithium disilicate ceramic surface treated with Er,Cr:YSGG and other conditioning regimes bonded to orthodontic bracket. Saudi Dent J. 2021;33(4):188–93. doi:10.1016/j.sdentj.2019.11.012.

253. Labunet A, Kui A, Sava S. Laser use in creating orthodontic adhesion to ceramic surfaces. Applied Sciences. 2021;11(6):2512. doi:10.3390/app11062512.

254. Oskoee P-A, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour EJ. Effect of surface treatment with sandblasting and Er,Cr:YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012;17(2):e292–6. doi:10.4317/medoral.17473.

255. Golshah A, Mohamadi N, Rahimi F, Pouyanfar H, Tabaii ES, Imani MM. Shear bond strength of metal brackets to porcelain using a universal adhesive. Med Arch. 2018;72(6):425–9. doi:10.5455/medarh.2018.72.425-429.

256. Lee JH, Lee M, Kim KN, Hwang CJ. Resin bonding of metal brackets to glazed zirconia with a porcelain primer. Korean J Orthod. 2015;45(6):299–307. doi:10.4041/kjod.2015.45.6.299.

257. Tariverdi N, Bayatian A, Tarzi P, Shahmari Z, Mirmohammadsadeghi H. Shear bond strength of ceramic brackets to ceramic surfaces using no-primer adhesive. Journal of Dental School (SBMU). 2025;43(3):137–45.

258. Öz AA, Öz AZ, Arıcı S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2016;149(2):212–6. doi:10.1016/j.ajodo.2015.07.036.

259. Balakrishnan A, Antony V, Shaloob M, Roshan G, Nayaz M, Parayaruthottam P, et al. Effect of different light-tip distances on shear bond strength of orthodontic brackets cured with light-emitting diode and high-intensity light-emitting diode. J Contemp Dent Pract. 2022;23(8):775–80. doi:10.5005/jp-journals-10024-3394.

260. Adıgüzel A, Yıldırım E. Microcomputed tomography assessment of microleakage and void formation under ceramic adhesive precoated orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2025;167(2):221–31. doi:10.1016/j.ajodo.2024.09.013.

261. Bayram M, Yeşilyurt C, Kuşgöz A, Ülker M, Nur M. Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. Eur J Orthod. 2011;33(2):174–9. doi:10.1093/ejo/cjq048.

262. Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. Shear bond strength of self-ligating brackets. Eur J Orthod. 2011;33(1):71–4. doi:10.1093/ejo/cjq041.

263. Jain M, Patel D, Sharma T. The call for standardization of shear bond strength testing protocols in orthodontics. J Indian Orthod Soc. 2023;57(1):39–42. doi:10.1177/03015742221088636.

264. Esmaily M, Mohammadian M, Faghfourian N. Evaluation of the effects of the universal bond on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with two types of composites containing primers. Iranian J Orthod. 2023;18(1):1–7.

265. Ok U, Aksakalli S, Eren E, Kechagia N. Single-component orthodontic adhesives: comparison of the clinical and in vitro performance. Clin Oral Investig. 2021;25(6):3987–99. doi:10.1007/s00784-021-03867-6.

266. Mehta AS, Evans CA, Viana G, Bedran-Russo A, Galang-Boquiren MTS. Bonding of metal orthodontic attachments to sandblasted porcelain and zirconia surfaces. Biomed Res Int. 2016;2016:5762785. doi:10.1155/2016/5762785.

267. Major PW, Koehler JR, Manning KE. 24-hour shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to porcelain using various adhesion promoters. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;108(3):322–9. doi:10.1016/S0889-5406(95)70028-5.

268. Carvalho CN, Lanza MDS, Dourado LG, Carvalho EM, Bauer J. Impact of solvent evaporation and curing protocol on degree of conversion of etch-and-rinse and multimode adhesives systems. Int J Dent. 2019;2019:5496784. doi:10.1155/2019/5496784.

269. Frota PHDB, Tanaka A, Loguercio AD, Lima DM, Carvalho CN, Bauer J. Effect of different times of solvent evaporation and pH in two self-etching adhesive systems on the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. Int J Adhes Adhes. 2014;50:223–7. doi:10.1016/j.ijadhadh.2014.01.031.

270. Kazlauskaitė G, Vaitiekūnas R, Lopatienė K, Jutas A, Palesik B, Smailienė D. The impact of temperature on the shear bond strength of conventional multi-step and

self-adhesive orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. BMC Oral Health. 2025;25:189. doi:10.1186/s12903-025-05515-3.

271. Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Xie H, Chen C. Effect of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate concentration on chemical coupling of methacrylate resin to yttria-stabilized zirconia. J Adhes Dent. 2017;19(4). doi:10.3290/j.jad.a38302.

272. Lim MJ, Yu MK, Lee KW. The effect of continuous application of MDP-containing primer and luting resin cement on bond strength to tribochemical silica-coated Y-TZP. Restor Dent Endod. 2018;43(2):e15. doi:10.5395/rde.2018.43.2.e15.

273. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. Dent Mater. 2010;26(5):426–32. doi:10.1016/j.dental.2010.01.011.

274. Lee Y, Park JW. Effect of moisture and drying time on the bond strength of the one-step self-etching adhesive system. Restor Dent Endod. 2012;37(3):155–60. doi:10.5395/rde.2012.37.3.155.

275. Mohammadi A, Pourkhameneh S, Sadrhaghighi AH. The effect of different force magnitudes for placement of orthodontic brackets on shear bond strength, in three adhesive systems. J Clin Exp Dent. 2018;10(6):e548–54. doi:10.4317/jced.54733.

276. Wang W-N, Meng C-L. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;101(4):350–4. doi:10.1016/0889-5406(92)70148-P.

277. Roy S, Kumar P, Raza M, Sharma P, Shetty D, Jain S. Orthodontic bond strength with the use of non-aerosol producing bonding primers in lieu of conventional primers: an in vitro evaluation. J Orthod Sci. 2022;11(1):51. doi:10.4103/jos.jos_134_21.

278. Babaee Hemmati Y, Neshandar Asli H, Falahchai M, Safary S. Effect of different surface treatments and orthodontic bracket type on shear bond strength of high-translucent zirconia: an in vitro study. Int J Dent. 2022;2022:9884006.

279. Yassaei S, Aghili HA, Davari A, Mostafavi SMS. Effect of four methods of surface treatment on shear bond strength of orthodontic brackets to zirconium. J Dent (Tehran). 2015;12(4):281.

280. Cheung GC, Botelho MG, Matinlinna JP. Effect of surface treatments of zirconia ceramics on the bond strength to resin cement. J Adhes Dent. 2014;16(1):49–56.

281. Sarthak K, Singh K, Bhavya K, Gali S. Glazing as a bonding system for zirconia dental ceramics. Mater Today Proc. 2023;89:24.

282. Valian A, Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: scanning electron microscopy analysis. J Adv Prosthodont. 2014;6(5):387–94.

283. Karan S, Büyükyilmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: are there acceptable alternatives to conventional methods? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132(2):144.e7–144.e14.

284. Kumar Manne R, Vamshi Krishna C, Chandra Sekhar G, Jaipal Reddy P, Practitioner P. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to zirconia surfaces underwent different surface treatments using different primers: an in vitro study. J Contemp Orthod. 2021;5(1):31–36.

285. Brown T, Kee E, Xu X, Chapple A, Stamitoles C, Armbruster P, et al. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to high-translucent dental zirconia with different surface treatments: an in vitro study. Int Orthod. 2024;22(1).

286. Khaled AR, Al-Jwary ET. Comparison of shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to zirconia models underwent different surface conditioning methods and different primer systems. APOS Trends Orthod. 2025;15(3):251–58.

287. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, et al. Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. J Adhes Dent. 2014;16(4):377–82.

288. Kumar R, Singh MD, Sharma V, Madaan R, Sareen K, Gurjar B, et al. Effect of surface treatment of zirconia on the shear bond strength of resin cement: a systematic review and meta-analysis. Cureus. 2023;15(9).

289. Deeb JG, Skrjanc L, Kanduti D, Carrico C, Saturno AM, Grzech-Leśniak K. Evaluation of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation for the debonding of prefabricated zirconia crowns. Adv Clin Exp Med. 2021;30(1):7–15.

290. El Mansy MM, Gheith M, Yazeed AME, Farag DBE. Influence of Er,Cr:YSGG (2780 nm) and nanosecond Nd:YAG laser (1064 nm) irradiation on enamel acid resistance: morphological and elemental analysis. Open Access Maced J Med Sci. 2019;7(11):1828.

291. Mokhtarpur H, Nafisifard M, Dadgar S, Etemadi A, Chiniforush N, Sobouti F. Shear bond strength of the metal bracket to zirconium ceramic restoration treated by the Nd:YAG laser and other methods: an in vitro microscopic study. J Lasers Med Sci. 2020;11(4):411.

292. Mehmeti B, Kelmendi J, Iiljazi-Shahiqi D, Azizi B, Jakovljevic S, Haliti F, et al. Comparison of shear bond strength orthodontic brackets bonded to zirconia and lithium disilicate crowns. Acta Stomatol Croat. 2019;53(1):17–27.

293. Lee DH, Mai HN, Thant PP, Hong SH, Kim J, Jeong SM, et al. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation. J Adv Prosthodont. 2019;11(1):41–47.

294. Hmaidouch R, Müller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. Int J Oral Sci. 2014;6(4):241–46.

EKLER

Ek-1 Etik Kurul Onayı

T.C.
ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK VE GÖZLEMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	
	AÇIK ADRESİ:	
	TELEFON	
	FAKS	
	E-POSTA	

PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Mehmet AKIN
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Ortodontik Braketlerin Konvansiyonel Ve Lazer Destekli Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleriyle Hazırlanan Monolitik Zirkonya Yüzeylerine Kendinden Primerli Tek Aşamalı Sistem İle Bağlanma Dayanımının Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi
DESTEKLEYİCİ	

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No: 6-1**	**Tarih: 22.04.2025**
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Fatma Selen	**Uyruğu**	
Soyadı	Esenlik	**Tel no**	
Doğum tarihi		**e-posta**	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		**Mezuniyet yılı**
Lise		
Lisans/Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	**Kurum**	**Süre (yıl-yıl)**

Yabancı Dilleri	**Sınav türü**	**Puanı**
İngilizce	Ankara Üniversitesi TÖMER TIPDİL Sınavı-2019	90